

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI LE FORT I OSTEOTOMİ YÖNTEMLERİYLE YAPILAN
MAKSİLLER İLERLETME YÖNTEMLERİNİN STABİLİTELERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Gizem ALAGÖZ KABAY

**Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı**

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Erdem KILIÇ

OCAK 2019

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI LE FORT I OSTEOTOMİ YÖNTEMLERİYLE YAPILAN
MAKSİLLER İLERLETME YÖNTEMLERİNİN STABİLİTELERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

**Gizem ALAGÖZ KABAY
(150206112)**

**Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı**

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Erdem KILIÇ

OCAK 2019

Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün 150206112 numaralı Doktora Öğrencisi Gizem ALAGÖZ KABAY, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "FARKLI LE FORT I OSTEOTOMİ YÖNTEMLERİYLE YAPILAN MAKSİLLER İLERLETME YÖNTEMLERİNİN STABİLİTELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı: **Prof. Dr. Erdem KILIÇ**
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Jüri Üyeleri: **Prof. Dr. Alper ALKAN**
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Prof. Dr. Yusuf EMES
Istanbul Üniversitesi

Doç. Dr. S. Cemil İŞLER
Istanbul Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Berza YILMAZ
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Teslim Tarihi : **8 Şubat 2019**

Savunma Tarihi : **24 Ocak 2019**

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince desteğini her daim hissettiğim, kibar mizacı ve sabrı ile beni hiç kırmayan, hem doktora hem tez sürecinde yol göstericiliğiyle fazlasıyla desteğini gördüğüm üzerimde çok büyük emeği olan çok kıymetli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Erdem KILIÇ'a, eğitimim süresince deneyimlerinden faydalandığım değerli hocalarım Prof. Dr. Alper ALKAN, Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ, Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK'e, dört yıllık eğitimimde her türlü destekleriyle yanımda olan asistan arkadaşlarıma, idari çalışanlara ve sağlık personeline çok teşekkür ederim.

Evlatları olduğum için bu dünyadaki en şanslı insan olduğumu hissettiğim, hayatımın her döneminde her daim arkamda olan kıymetli canım babam Aytekin ALAGÖZ ve canım annem Ayten ALAGÖZ'e, dünyada sahip olabileceğim en kıymetli parçam olan canım kardeşim Feyza ALAGÖZ'e, tüm öğrenim hayatımda sevgi ve desteğini hiç esirgmeden yanımda olan canım eşim Ahmet KABAY'a sonsuz teşekkür ederim.

Bu tez, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 6.2018/3 nolu proje ile desteklenmiştir.

Ocak 2019

Gizem ALAGÖZ KABAY
(Diş Hekimi)

BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Gizem ALAGÖZ KABAY

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖNSÖZ	iii
BEYAN	iv
İÇİNDEKİLER	v
TABLO LİSTESİ	ix
ŞEKİL LİSTESİ	x
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Ortognatik Cerrahiye Giriş ve Tarihçe	3
2.1.1 Maksiller osteotemilerin tarihçesi.....	4
2.2 Ortognatik Cerrahide Fiksasyon Yöntemleri	6
2.2.1 Vidalar	7
2.2.2 Plaklar.....	8
2.3 Maksillanın Anatomisi.....	9
2.4 Biyomekanik	10
2.4.1 Kemiğin yapısı.....	11
2.4.2 Kemik iyileşmesi	12
2.4.2.1 Doğrudan kemik iyileşmesi (Birincil kemik iyileşmesi)	12
2.4.2.2 Dolaylı kemik iyileşmesi.....	13
2.5 Maksiller Osteotomilerde Stabilité.....	13
2.6 Le Fort I Osteotomi Teknikleri	14
2.6.1 Klasik Le Fort I osteotomisi	14
2.6.2 Modifiye Le Fort I osteotomi	16
2.7 Stres Analiz Yöntemleri.....	18
2.7.1 Sonlu elemanlar analizi (SEA)	18
2.7.2 Sonlu elemanlar analizinde temel mekanik terimler	20
2.7.3 Sonlu eleman stres analiz yöntemi.....	22
3. GEREÇ ve YÖNTEM	24
3.1 Üç Boyutlu Modellerin Elde Edilmesi	27
3.2 Ağ Yapısının Oluşturulması.....	29
3.3 Eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi	57
3.4 Sınır ve yükleme koşulları	60

3.5 Sonlu eleman analizinin yapılması ve çözümlenmesi.....	64
4. BULGULAR.....	66
4.1 Vidalar Üzerinde Oluşan Von Misses Stres Değerleri.....	66
4.1.1 Kanin bölgeden yüklenen vidalardaki Von Misses stres değerleri.....	66
4.1.1.1 Kanin bölgeden vertikal yükleme sonrası meydana gelen Von Misses stres değerleri.....	66
4.1.1.2 Kanin bölgeden oblik yükleme sonrası meydana gelen Von Misses stres değerleri.....	67
4.1.2 Molar bölgeden yüklenen vidalardaki Von Misses stres değerleri.....	67
4.1.2.1 Molar bölgeden vertikal yükleme sonrası meydana gelen Von Misses stres değerleri.....	67
4.1.2.2 Molar bölgeden oblik yükleme sonrası meydana gelen Von Misses stres değerleri.....	68
4.2 Kortikal Kemik Yüzeyinde Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilim Değerleri	72
4.2.1 Kanin bölgeden vertikal yükleme sonrası meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri	73
4.2.2 Kanin bölgeden oblik yükleme sonrası meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri	74
4.2.3 Molar bölge vertikal yükleme sonrası elde edilen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri	74
4.2.4 Molar bölgeden oblik yükleme sonrası elde edilen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri	75
4.3 Plaklar Üzerinde Oluşan Von Misses Stres Değerleri.....	84
4.3.1 Kanin bölgeden yüklenen plaklardaki Von Misses (VM) stres değeri	85
4.3.1.1 Kanin bölgeden vertikal yüklenen plaklardaki VM stres değeri.....	85
4.3.1.2 Kanin bölgeden oblik yüklenen plaklardaki VM stres değeri.....	85
4.3.2 Molar bölgeden yüklenen plaklardaki Von Misses stres değerleri.....	86
4.3.2.1 Molar bölgeden vertikal yükleme sonrası plaklarda oluşan Von Misses stres değerleri.....	86
4.3.2.2 Molar bölgeden oblik yükleme sonrası plaklarda oluşan Von Misses stres değerleri.....	87
4.4 Osteotomi Segmentleri Arasındaki Yer Değiştirme Miktarları	92
4.4.1 Kanin bölgeden yüklenen modellerdeki yer değiştirme (deplasman) miktarı.....	93
4.4.1.1 Kanin bölgeden vertikal ve oblik yükleme sonrası meydana gelen yer değiştirme miktarı	93
4.4.1.2 Molar bölgeden vertikal ve oblik yükleme sonrası meydana gelen yer değiştirme miktarları	94

5. TARTIŞMA.....	102
6. SONUÇLAR.....	118
KAYNAKLAR.....	120
ÖZGEÇMİŞ.....	127



KISALTMALAR

Adv	: Advancement
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
DICOM	: Dijital İmaging and Communications in Medicine
Diğ	: Diğerleri
Max	: Maksimum
Min	: Minimum
SEA	: Sonlu Eleman Analizi
VMS	: Von Misses Stres
m	: Kütle
F	: Kuvvet
a	: İvme
N	: Newton
V	: Poisson oranı
mm	: milimetre
Number of Nodes	: Düğüm sayısı
Number of Elements	: Eleman Sayısı

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1 : Young modülü ve poisson oranları.	59
Tablo 3.2 : Kullanılan modellerin çalışma grupları ve düğüm sayıları.	59
Tablo 4.1: Kanin ve molar yükleme koşulunda, farklı osteotomi çalışma modellerinin analizi sonucunda, vidalarda oluşan ortalama Von Misses stres değerleri ve vidalar arası stres dağılım skorları.....	69

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 3.1: Modifiye edilmiş M osteotomi grubu oblik kesi açılarının hesaplanması.	25
Şekil 3.2: Modifiye edilmiş M osteotomi şematize edilmiş hali (A), M osteotomi ile maksillanın ileri ve aşağı yöndeki hareketi (B).....	26
Şekil 3.3: İncelenen tomografi görüntüsünün kesitleri.....	28
Şekil 3.4: Üç boyutlu tarayıcı.	28
Şekil 3.5: Zigomatik butres bölgesine yerleştirilen plağın numaralandırılması (A), apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın numaralandırılması (B). ..	30
Şekil 3.6: Rijit poliüretan kemik modelde kesi hattının belirlenmesi (pilot çalışma).	30
Şekil 3.7: Rijit poliüretan kemik modelde osteotomi uzunluğunun hesaplanması (pilot çalışma).....	31
Şekil 3.8: Rijit poliüretan kemik modelde maksiller ilerletme miktarının hesaplanması (pilot çalışma).	32
Şekil 3.9: Rijit poliüretan kemik modelde maksiller ilerletme yapılan kafatasının lateral görünümü (pilot çalışma).	33
Şekil 3.10: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior yönde hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubunda kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi.	34
Şekil 3.11: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior yönde hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubunda kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi.	34
Şekil 3.12: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile klasik düz kesi uygulanan çalışma grubunda kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi.	35
Şekil 3.13: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile klasik düz kesi uygulanan çalışma grubunda kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi.	35

Şekil 3.14 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile klasik kesi uygulanıp segmentler arası greft konulan çalışma grubunda kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi.....	36
Şekil 3.15: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile klasik kesi uygulanıp segmentler arası greft konulan çalışma grubunda kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi.	36
Şekil 3.16: 5mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubu.	37
Şekil 3.17: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior yönde hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubu.	37
Şekil 3.18: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile klasik düz kesi uygulanan çalışma grubu.	38
Şekil 3.19: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile klasik düz kesi uygulanan çalışma grubu.	38
Şekil 3.20: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile klasik kesi uygulanıp segmentler arasına greft konulan çalışma grubu.	39
Şekil 3.21: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile klasik kesi uygulanıp segmentler arasına greft konulan çalışma grubu.	39
Şekil 3.22: 5mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubuna uygulanan plakların uyumlandırılması.	40
Şekil 3.23: 5mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubuna vidaların uyumlandırılması.	40
Şekil 3.24: 5mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubunun plak ve vida ile fiksasyonunun uyumlandırılması.....	41
Şekil 3.25: 5mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubuna uygulanan plakların uyumlandırılması.	41
Şekil 3.26: 5mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubuna vidaların uyumlandırılması.	42
Şekil 3.27: 5mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubunun plak ve vida ile fiksasyonunun uyumlandırılması.....	42
Şekil 3.28: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubuna plakların uyumlandırılması.	43
Şekil 3.29: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubuna vidaların uyumlandırılması.	43

Şekil 3.30: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubuna plak ve vida fiksasyonunun uyumlandırılması.	44
Şekil 3.31: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubuna plakların uyumlandırılması.	44
Şekil 3.32: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubuna vidaların uyumlandırılması.	45
Şekil 3.33: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubuna plak ve vida fiksasyonunun uyumlandırılması.	45
Şekil 3.34: 5 mm maksiller ilerletme, 3mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubuna plakların uyumlandırılması.	46
Şekil 3.35: 5 mm maksiller ilerletme, 3mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubuna vidaların uyumlandırılması.	46
Şekil 3.36: 5 mm maksiller ilerletme, 3mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubuna plak ve vida fiksasyonunun uyumlandırılması.	47
Şekil 3.37: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubuna plakların uyumlandırılması.	47
Şekil 3.38: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubuna vidaların uyumlandırılması.	48
Şekil 3.39: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubuna plak ve vida fiksasyonunun uyumlandırılması.	48
Şekil 3.40: 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların spongioz kemikteki görünümü.	49
Şekil 3.41: 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vidaların kortikal kemikteki yerleşimi.	49
Şekil 3.42: 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların maksilla modeline uygulanması.	50

Şekil 3.43: 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların spongioz kemikteki görünümü.....	50
Şekil 3.44: 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vidaların kortikal kemikteki yerleşimi.....	51
Şekil 3.45: 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların maksilla modeline uygulanması.....	51
Şekil 3.46: 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların spongioz kemikteki görünümü.....	52
Şekil 3.47: 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vidaların kortikal kemikteki yerleşimi.....	52
Şekil 3.48: 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların maksilla modeline uygulanması.....	53
Şekil 3.49: 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların spongioz kemikteki görünümü.....	53
Şekil 3.50: 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vidaların kortikal kemikteki yerleşimi.....	54
Şekil 3.51: 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların maksilla modeline uygulanması.....	54
Şekil 3.52: 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların spongioz kemikteki görünümü.....	55
Şekil 3.53: 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vidaların kortikal kemikteki yerleşimi.....	55

Şekil 3.54: 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların maksilla modeline uygulanması.	56
Şekil 3.55: 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların spongioz kemikteki görünümü.	56
Şekil 3.56: 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vidaların kortikal kemikteki yerleşimi.	57
Şekil 3.57: 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların maksilla modeline uygulanması.	57
Şekil 3.58: Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sistemi.	58
Şekil 3.59: 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna ait modelin sınır koşullarının tayini ve kanin bölgeden vertikal kuvvet uygulanması.	60
Şekil 3.60: 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna ait modelin sınır koşullarının tayini ve kanin bölgeden vertikal kuvvet uygulanması.	61
Şekil 3.61: 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna ait modelin sınır koşullarının tayini ve kanin bölgeden vertikal kuvvet uygulanması.	61
Şekil 3.62: 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna ait modelin sınır koşullarının tayini ve kanin bölgeden vertikal kuvvet uygulanması.	62
Şekil 3.63: 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna ait modelin sınır koşullarının tayini ve kanin bölgeden vertikal kuvvet uygulanması.	62
Şekil 3.64: 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna ait modelin sınır koşullarının tayini ve kanin bölgeden vertikal kuvvet uygulanması.	63
Şekil 4.1: Vidalar üzerinde oluşan Von Misses stres değerleri.	69
Şekil 4.2: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubu vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri.	70

Şekil 4.3: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubu vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri.....	70
Şekil 4.4: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi çalışma grubu vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri.....	71
Şekil 4.5: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi çalışma grubu vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri.....	71
Şekil 4.6: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi çalışma grubu vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri.....	72
Şekil 4.7: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi çalışma grubu vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri.....	72
Şekil 4.8: 5mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubuna ait maksimum asal gerilimler.....	77
Şekil 4.9: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubuna ait minimum asal gerilimler.....	77
Şekil 4.10: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubuna ait maksimum asal gerilimler.....	78
Şekil 4.11: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubuna ait minimum asal gerilimler.....	78
Şekil 4.12: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi çalışma grubuna ait maksimum asal gerilimler.....	79
Şekil 4.13: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi çalışma grubuna ait minimum asal gerilimler.....	79
Şekil 4.14: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi çalışma grubuna ait maksimum asal gerilimler.....	80
Şekil 4.15: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi çalışma grubuna ait minimum asal gerilimler.....	80
Şekil 4.16: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi çalışma grubuna ait maksimum asal gerilimler.....	81
Şekil 4.17: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi çalışma grubuna ait minimum asal gerilimler.....	81
Şekil 4.18: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi çalışma grubuna ait maksimum asal gerilimler.....	82
Şekil 4.19: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi çalışma grubuna ait minimum asal gerilimler.....	82

Şekil 4.20: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan çalışma grubundan oluşan maksimum asal gerilim.....	83
Şekil 4.21: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan çalışma grubundan oluşan maksimum asal gerilim.....	83
Şekil 4.22: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan çalışma grubundan oluşan minimum asal gerilim.....	84
Şekil 4.23: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan çalışma grubundan oluşan minimum asal gerilim.....	84
Şekil 4.24: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M-kesi uygulanan çalışma grubundan plaklarda oluşan Von Misses stres dağılımı.....	88
Şekil 4.25: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile M-kesi uygulanan çalışma grubundan plaklarda oluşan Von Misses stres dağılımı.....	88
Şekil 4.26: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile düz kesi uygulanan çalışma grubundan plaklarda oluşan Von Misses stres dağılımı.....	89
Şekil 4.27: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile düz kesi uygulanan çalışma grubundan plaklarda oluşan Von Misses stres dağılımı.....	89
Şekil 4.28: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubundan plaklarda oluşan Von Misses stres dağılımı.....	90
Şekil 4.29: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubundan plaklarda oluşan Von Misses stres dağılımı.....	90
Şekil 4.30: Apertura priformis ve zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plaklardaki kanin yükleme sonrası toplam vertikal Von Misses stres değerleri.....	91
Şekil 4.31: Apertura priformis ve zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plaklardaki kanin yükleme sonrası toplam oblik Von Misses stres değerleri.....	91
Şekil 4.32: Apertura priformis ve zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plaklardaki molar yükleme sonrası toplam vertikal Von Misses stres değerleri.....	92
Şekil 4.33: Apertura priformis ve zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plaklardaki molar yükleme sonrası toplam oblik Von Misses stres değerleri.....	92

Şekil 4.34: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile kanin yükleme uygulanan çalışma gruplarındaki toplam deplasman miktarı.....	94
Şekil 4.35: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile kanin yükleme uygulanan çalışma gruplarındaki toplam deplasman miktarı.....	94
Şekil 4.36: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile molar yükleme uygulanan çalışma gruplarındaki toplam deplasman miktarı.....	95
Şekil 4.37: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile molar yükleme uygulanan çalışma gruplarındaki toplam deplasman miktarı.....	95
Şekil 4.38: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M-kesi uygulanan çalışma grubunda kanin yükleme sonucunda oluşan deplasman miktarı.	96
Şekil 4.39: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile M-kesi uygulanan çalışma grubunda kanin yükleme sonucunda oluşan deplasman miktarı.	96
Şekil 4.40: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile düz kesi uygulanan çalışma grubunda kanin yükleme sonucunda oluşan deplasman miktarı.	97
Şekil 4.41: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile düz kesi uygulanan çalışma grubunda kanin yükleme sonucunda oluşan deplasman miktarı.	97
Şekil 4.42: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubunda kanin yükleme sonucunda oluşan deplasman miktarı.....	98
Şekil 4.43: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubunda kanin yükleme sonucunda oluşan deplasman miktarı.....	98
Şekil 4.44: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M-kesi uygulanan çalışma grubunda molar yükleme sonucunda oluşan deplasman miktarı.	99
Şekil 4.45: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile M-kesi uygulanan çalışma grubunda molar yükleme sonucunda oluşan deplasman miktarı. ...	99
Şekil 4.46: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile düz kesi uygulanan çalışma grubunda molar yükleme sonucunda oluşan deplasman miktarı. .	100
Şekil 4.47: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile düz kesi uygulanan çalışma grubunda molar yükleme sonucunda oluşan deplasman miktarı. .	100
Şekil 4.48: 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubunda molar yükleme sonucunda oluşan deplasman miktarı.....	101

Şekil 4.49: 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubunda molar yükleme sonucunda oluşan deplasman miktarı..... 101



FARKLI LE FORT I OSTEOTOMİ YÖNTEMLERİYLE YAPILAN MAKSİLLER İLERLETME YÖNTEMLERİNİN STABİLİTELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Çalışmamızda, ortognatik cerrahide üst çeneyi hareketlendirmek için kullanılan Le Fort I osteotomi tekniğinin bir modifikasyonu olan M şekilli osteotomi tekniğinin, ameliyat sonrası meydana gelebilecek relapsı önleyici etkinliği araştırılmıştır. Bu etkinliğin araştırılmasında, güvenilirliği literatürce destelenen ‘Sonlu Eleman Analizi’ çalışması kullanılmıştır. İki farklı osteotomi tekniği ile maksillanın relaps açısından en riskli hareketi olan aşağı doğru konumlandırma işlemi sonrası oluşacak maksimum stres alanlarını, fiksasyon sisteminde oluşan stres alanlarını ve bunların sonucunda meydana gelebilecek stabilite ve relaps problemlerini belirlemek amaçlanmıştır.

Çalışmamızda bir hastanın bilgisayarlı tomografik görüntüsü ‘Sonlu Eleman Analizi’ yöntemi kullanılarak işlenmiş, üç boyutlu çalışma modeli üzerinde konvansiyonel Le Fort I osteotomi tekniği ile M şekilli osteotomi tekniğiyle birlikte yapılan maksiller ilerletme ve aşağı konumlandırma işlemi sonrası, kemik ve plak sistemlerinde oluşan maksimum stres alanları stabilite ve relaps açısından değerlendirilmiştir. Çalışmamız 6 gruptan oluşmaktadır. Gruplarda maksiller ilerletme miktarı hepsinde aynı ve 5 mm olup, aşağı konumlandırma miktarı 3 mm ve 5 mm olarak belirlenmiştir. Konvansiyonel Le Fort I osteotomi sonrası segmentler arasına iliak greft konulmuştur. İliak greftin interpozisyonel greft olarak kullanılmasının sebebi literatürce altın standart olarak bildirilmesidir. Kontrol grubunda konvansiyonel Le Fort I osteotomi uygulanmış ancak araya greft konulmamıştır. Osteotomi sonrası L şeklinde 4 delikli plak ve 5 mm’lik vidalarla fiksasyon sağlanmıştır.

Çalışmamızın sonucunda, M şekilli osteotomi yönteminin, araya greft konulmuş geleneksel Le Fort I osteotomi yöntemine göre stres parametreleri açısından daha düşük streslerin gözlemlendiği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Sonlu Eleman Analizi; Modifiye M osteotomi; Le Fort I osteotomi; Stabilite; Relaps.

COMPARISON OF THE STABILITY OF DIFFERENT LE FORT I OSTEOTOMY TECHNIQS ON MAXILLARY ADVANCEMENT METHODS

SUMMARY

In our study, the effect of M-shaped osteotomy technique, which is a modification of the technique of Le Fort I osteotomy, which was used to activate the upper jaw in orthognathic surgery, was investigated for postoperative relapse prevention activity. Finite Elemet Analysis study, whose reliability is supported by the literature was used to investigate this study. It is aimed to determined the maximum stress areas with two different osteotomy techniques that will occur after the downward positioning process which is the most unstable movement in maxilla, the stress areas formed in the fixation system and the stability and relapse problems that may occur as a result.

In our study, the computed tomographic image of a patient was analyzed using the Finite Element Analysis method. After the maxillary advancement and downward positioning performed with M-shaped osteotomy technique with conventional Le Fort I osteotomy technique on the three-dimensional study model, the maximum stress areas occurring in the bone and plaque systems were evaluated for stability and relapse. Our study consist of 6 groups. The maxillary advancement in the groups was the same and 5 mm in all, and the down positioning was determined as 3 mm and 5 mm. After conventional Le Fort I osteotomy, iliac graft was used between the segments. The reason for the use of iliac graft as interpositional graft is to report iliac graft as a gold standard in the literature. In the control group, conventional Le Fort I osteotomy was performed but graft was not used. After osteotomy, 4-hole L shaped plate and 5 mm screws were fixed.

As a result of our study, it was concluded that compared to the conventional Le Fort I osteotomy method, M-shaped osteotomy method was less stressed in terms of stress parameters.

Key words: Finite Elemet Analysis; Modified M-shape osteotomy; Le Fort I osteotomy; Stability; Relapse

1. GİRİŞ ve AMAÇ

İskeletsel anomaliler, belli başlı bazı faktörler sonucu meydana gelmektedir. Bu faktörler; genetik, fonksiyonel ve çevresel faktörlerdir. Bunlar sonucunda kafa yüz iskeletinde sagittal, vertikal ve transversal yönde gelişim anomalileri ile birlikte maloklüzyonda görülmektedir.

Kafa yüz iskeletinde meydana gelen gelişim bozukluklarını tedavi etmek amaçlı yapılan cerrahi ameliyatlardan biri olan Le Fort osteotomileri ile geçmişten günümüze geliştirilen ameliyat teknikleri sayesinde başarılı tedavi sonuçları elde edilmektedir. Le Fort I osteotomilerde gözlenen ameliyat sonrası gelişen en önemli komplikasyon, anomalinin türüne göre belirlenen maksiller hareketin yönü ve miktarına bağlı oluşabilecek relaps problemleridir. Ameliyat sonrası relaps görülmemesi, Le Fort I osteotomilerin en önemli başarı kriteridir. Ortognatik cerrahide stabilite açısından en riskli hareketlerden biri maksillanın aşağı doğru konumlandırılmasıdır. Hem iyileşme açısından, hem de ameliyat sonrası uzun dönemde stabilizasyon açısından literatürde riskli bir hareket olduğu belirtilmiştir[1]. Maksiller osteotomilerde; maksillanın anterior ve inferior hareketinin miktarı, yeni maksilla pozisyonu oluşturulurken elde edilen kemik temaslarının miktarı ve maksillayı yeni pozisyonunda sabitleyecek fiksasyon sistemleri ameliyat sonrası stabilite açısından etkili parametrelerdir. Bu parametrelerden herhangi birinde yaşanacak başarısızlık, ameliyat sonrasında komplikasyon oluşumuna neden olmaktadır. Tüm bunların önüne geçebilmek adına, ilerleyen teknolojik çalışmalarında yardımıyla geliştirilen yeni operasyon teknikleri bulunmaktadır. Geliştirilen yeni biyomateryaller, yapılan biyomekanik çalışmalar ve güncellenen osteotomi teknikleri, cerrahların yüksek başarı oranlarına sahip operasyonlar yapabilmelerini sağlamaktadır. Bu yeniliklerden bir tanesi de maksillayı aşağı doğru konumlandırırken segmentler arasında kemik temasını korumak, greft ihtiyacını ortadan kaldırmak ve ameliyat sonrası dönemde relapsı önlemek için kullanılan M şeklinde yapılan Lefort I osteotomisi. M şeklinde modifiye edilen Le Fort I osteotomisiyle elde etmek istenilen amaç, maksillanın inferior hareketi sonrası meydana gelen kemik boşlukları arasında doğal kemik temas noktaları elde ederek

ameliyat sonrası çigneme kuvvetleri ve kas hareketleri ile birlikte oluşabilecek stabilite ve relaps problemlerine greft ihtiyacı olmaksızın çözüm bulmaktır. Bu bağlamda çalışmamızda, konvansiyonel Le Fort I cerrahisinde kullanılan kesi tekniğini modifiye edip ‘Sonlu Eleman Analizi (SEA)’ yöntemi ile bilgisayar ortamında belirlediğimiz çalışma modeli üzerinde, farklı osteotomi yöntemleri sanal gerçeklik modelleme ile analiz edilmiştir. Bu çalışma, literatür araştırmasına göre, M şekilli osteotomi ile konvansiyonel Le Fort I osteotomiyi relaps ve biyomekanik açıdan karşılaştıran ilk ‘Sonlu Eleman Analizi’ çalışması niteliğindedir.

Bu çalışmanın amacı, konvansiyonel ve M şeklinde Le Fort I osteotomi teknikleri ile opere edilmiş maksilla modellerinde ve fiksasyon sistemlerinde meydana gelen stres birikimlerini ‘Üç boyutlu Sonlu Eleman Analizi’ yöntemi ile incelemek, inceleme sonucunda ortaya çıkacak ameliyat sonrası değişiklikleri birbiri ile karşılaştırmak ve bu sayede stabilite ve relaps problemlerine ışık tutmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Ortognatik Cerrahiye Giriş ve Tarihçe

Ortognatik cerrahi; çene ilişkilerini düzeltmeye yardımcı bir grup cerrahi prosedür içeren, dentofasiyal deformitelerin ve maloklüzyonların ortodontik tedavi ile kombine gerçekleştirildiği cerrahi operasyonlar bütünü olarak tanımlanabilir.

Ortognatik terimi Yunancada düz anlamına gelen 'orthos' ve çene anlamına gelen 'gnathos' terimlerinden köken alır.

İlk ortognatik cerrahi, maloklüzyonu düzeltmek amacıyla 1849 yılında Dr. Hullihen tarafından yapılmıştır. Hullihen, çene kemiklerinde operasyon yapan diğer cerrahlar gibi genel cerrah olsa da dental eğitim de almıştır. Dr. Hullihen'in, ilk operasyonu protrusiv konumda olan mandibular alveolar segmenti, mandibular anterior subapikal osteotomi tekniği ile uygun konuma getirmesidir [2, 3].

Ortognatik cerrahi, cerrah olan Vilray Blair ve ortodontist olan Edward Angle'in birlikte çalışması ile St.Louis'de ortaya çıkmıştır [4]. Mandibular prognatizmi düzeltmek amacıyla horizontal ramus osteotomisini literatüre tanımlamışlardır. Çeşitli komplikasyonlardan sonra kabul edilebilir bir sonuç elde etmişlerdir. Bu sonuca 'St. Louis Operation' adı verilmiştir. Bu ismi başka bir Amerikan cerrah olan Dr. Talbot (1907, Chicago) vermiştir.

Ortognatik cerrahinin gelişiminde birçok önemli figür rol oynamıştır. Bunlardan en dominant olanı Dr. Vilray Blair olarak kabul edilir. Dr. Blair yenilikçi bir cerrah olup ortodontistlerle cerrahların işbirliği içinde olmasının yararlarını tartışan ve ortodonti ile işbirliği uygulayan ilk cerrahı. 1907'de yazdığı 'Operations on the jaw-bone and face' kitabında şöyle demiştir; 'İskeletsel deformiteleri tedavi etmek cerrahi iştir; ama öncesinde vakayı yetenekli bir ortodontist ile ele almak hem cerrah hemde hasta için daha iyi olacaktır'.

I. Dünya savaşının başlamasıyla, Dr. Blair Amerikalı plastik cerrah olan Dr. Robert Ivy ile birlikte yaralı askerlerin tedavi edilmesi için çene-yüz yaralanmalarıyla ilgili

bir hastane kurmuşlardır. Ortognatik cerrahideki gelişim, II. Dünya savaşından sonra 20.yy'ın ilk çeyreğine kadar durağan şekilde devam etmiştir. II. Dünya savaşı sonrası, çok sayıda cerrah, ortognatik cerrahi prosedürünün yeterliliğine büyük katkılar sağlamıştır.

2.1.1 Maksiller osteotemilerin tarihçesi

Le Fort I osteotomi ilk kez 1859 yılında Von Langenbeck tarafından tanımlanmıştır. 1867'de Cheever, nazofaringeal poliplerin eksizyonu için; 1893'de ise Lanz pituitar fossa'ya ulaşmak için bu osteotomiye kullanmıştır [5]. 19.yüzyılın başlarına kadar çeşitli tümör ve sinüs cerrahilerinde Le Fort I osteotomi tekniği kullanılmıştır. Dentofasiyal deformitelerde düzeltmeye yardımcı olmak amacıyla maksiller osteotominin kullanılması fikri 1901 yılında, Le Fort'un maksiller kırığın doğal düzlemleri hakkında yayımladığı makaleyle ortaya atılmıştır [6]. 1901 yılında Le Fort, yüz kemiklerinin kırıklarının sınıflandırılması amacıyla Le Fort sınıflandırmasını yapmıştır. 1905 yılında ise çenedeki deformitelerin düzeltilmesi amacıyla kullanılmaya başlanmıştır.

Modern anlamda ortognatik cerrahi girişim amacıyla maloklüzyonu tedavi etmek amacıyla Le Fort I seviyesinde bir osteotomiye kullanan ilk cerrah 1927'de Martin Wassmund olmuştur [7]. Wassmund, modifiye bir Le Fort I osteotomi tekniği kullanmıştır ve pterigoid laminaları ayırmadan maksillayı öne doğru almıştır. Orta yüz deformitesini düzeltmek amacıyla yaptığı osteotomide kemiğin beslenmesinin bozulması endişesiyle maksillayı pterigoid çıkıntıdan ayırmamış ve sınırlı hareketlilik sağlayarak daha sonra ortopedik traksiyonla sonuç almayı denemiştir. Wassmund, anterior maksiller osteotomiye geliştiren ilk kişidir. Bu teknik günümüzde hala kullanılmaktadır.

Karl Schuchard, Wassmund'un gözde öğrencisidir. Posterior maksiller osteotomi tekniğini geliştirmesinin yanı sıra, mandibular oblik sagittal osteotomi tekniğini geliştirmiştir [8, 9]. 1934'de Axhausen kötü iyileşmiş bir maksilla kırığını, damağa uyguladığı paramedian split osteotomi ile düzeltmeye çalışmıştır [10]. 1942'de Schuchardt, başlangıçta horizontal osteotomi yaptıktan sonra pterigoid çıkıntıyı ayırmış ve eksternal traksiyon ile de maksillayı ilerleterek iki aşamalı bir cerrahi girişim denemiştir. 1949'da Moore ve Ward ise maksillanın daha serbest hale gelmesi için pterigoid çıkıntının horizontal kesilmesini önermişlerdir; ancak ciddi kanamalara

sebepler olduğu için bu işlem pek tercih edilmemektedir [11]. 1950'lerde Gilles ve Converse palatinomaksiller bileşke boyunca yaptıkları transvers palatal osteotomi yoluyla maksillanın mobilizasyonunu sağlamışlardır [12]. 1956'da Schmid, ilk kez pterigoid çıkıntıyı ayırmak için kavisli osteotomi kullanmıştır [13].

Geliştirilen birçok cerrahi teknik, maksillanın hareketine bir dereceye kadar izin vermenin yanında, maksillayı finalde istenilen pozisyona getirebilmek için bazı ortopedik kuvvetler verilmesini gerektiriyordu. Bunun sonucunda da istenmeyen relapslar ortaya çıkıyordu. 1965'de Hugo Obwegesser, tek aşamada maksillanın tam mobilizasyonunu sağlayarak kuvvet uygulanmasına ihtiyaç duyulmadan istenilen pozisyonun verilmesini sağlamıştır [14, 15]. Bu şekilde tedavinin kalıcılığı yönünde önemli bir aşama kaydedilmiştir. 1950 ve 1960'lı yıllarda çeşitli ortognatik prosedürlerin birçoğu ilk kez literatürde yayımlanmıştır. Hugo Obwegesser, cerrahi tekniklerde birçok gelişmeyi yayımlayan ilk cerrah olmasının yanında maksiller ve mandibular osteotomiye birlikte yapan ilk kişi olarak kabul edilmiştir [16]. Takip eden yıllarda, tüm cerrahlar, Le Fort I osteotomileri için total down-fracture tekniğinin üstünlüğünü belgelediler. Bu sayede, üst çene ortognatik cerrahi ameliyatlarda stabilite açısından büyük ilerleme kaydedildi.

Günümüzde uygulanan Le Fort I osteotomi tekniği ile maksillanın tek parça veya segmental olarak güvenilir bir biçimde kırılması Bell ve arkadaşlarının maymunlar üzerinde mikrosirkülasyon üzerine yaptığı çalışmalarla mümkün olmuştur. Yaptıkları çalışmalarla Le Fort I osteotomi tekniği sonrası geçici bir vasküler iskemi ile birlikte osteotomi segmentinin kenarlarında küçük nekrozların meydana gelebileceğini; fakat palatal, bukkal ve gingival mukozanın sağlam olması durumunda yeterli kemik beslenmesinin sağlanabileceğini histolojik ve mikroanjiyografik olarak göstermişlerdir [17, 18].

Le Fort I osteotomisi ile beraber maksillanın uzayın 3 düzleminde de hareketi mümkün olmuş ve maksillayı içeren dentofasiyal deformitelerin tek başına veya mandibular cerrahi ile birlikte uygulanmasıyla cerrahi sonuçlar memnuniyet verici olmuştur. Günümüzde Le Fort I osteotomisi, total veya segmental olarak güvenilir ve en sık kullanılan maksiller osteotomi tekniğidir.

2.2 Ortognatik Cerrahide Fiksasyon Yöntemleri

Ortognatik cerrahi prosedürün ilerlemesinde bir sonraki adım kemik segmentlerinin vida ve plaklar ile rijit fiksasyonu olmuştur. Bu teknik ortopedistler tarafından travma cerrahisinde uygulanan bir prosedürken, Soerensen isimli genel cerrah 1917'de maksillofasiyal bölgede mandibular fraktürü stabilize etmek için, düğün alyansını altın plaka gibi kullanan ilk kişidir. Sonrasında bir İsviçre osteosentez grubu, osteosentezlerde kullanılması için vida ve plak geliştirmeye yardımcı oldu. Bu gelişme olmasına rağmen, 1974 yılına kadar, ortognatik cerrahide rijit fiksasyon prensipleri uygulanmadı [19].

Ortognatik cerrahi işlemlerde kemik segmentlerin stabilizasyonunu sağlamak amaçlı ilk olarak tel osteosentezi ve maksillomandibular fiksasyon kullanılmıştır. Tel osteosentezinde kemik segmentlerin stabilizasyonunu sağlamak amaçlı çelik tellerden faydalanılmıştır. Tel ile tespit yapılan vakalarda yeterli stabilizasyonun sağlanabilmesi için 6-8 hafta süreyle uygulanması gerekliliği bazı problemlere sebep olmuştur. Nefes alma problemleri, beslenme problemleri, konuşma problemleri, ciddi periodontal değişiklikler, kilo kaybı yaşanması, kas atrofileri, temporomandibular eklem rahatsızlıkları (TME) bu problemlerden bazılarıdır. Bunun sonucunda yeni fiksasyon yöntemi arayışına girilmiştir.

1974'te Bernd Spiessl, mandibular sagittal split osteotomide, rijit fiksasyon uygulayan ilk maksillofasiyal cerrahdir [20]. Mandibular osteotomiler sonrası iyileşmeyi hızlandırmak, normal fonksiyonlara erken başlamak ve relapsları azaltmak amacıyla bikortikal kompresif vida kullanımı ile rijit internal fiksasyon tekniğini uygulamaya başlamıştır. Kompresif vidaların kullanımının kondiller segmentte tork ve pozisyon değişikliğine yol açması üzerine, pasif stabilizasyonun sağlandığı ve daha az kondil torkuna neden olan vidaların kullanımı gündeme gelmiştir. Bu sayede kemik segmentler arasında pasif stabilizasyon sağlanılacaktır. Spiessl, bu teknikle relapsın imkansız hale getirildiğini gösterdi [21]. Spiessl'in bu iddiaları ilk başta kabul edilmedi ancak ilerleyen dönemde rijit fiksasyonun avantajlarını destekleyici birçok yayın yapıldı.

Rijit fiksasyonun bazı avantajları; operasyon esnasında kemik segmentlerin ve post operatif oklüzyonun kontrolünün sağlanabilmesi, stabilitede artışın sağlanması ve

buna bağlı relapsın azalması, çenelerde immobilizasyonun en alt düzeye indirilmesine olanak sağlaması ile kaslar ve TME zerindeki rehabilitasyonudur.

Osteosentez sistemleri titanyum (saf titanyum ve titanyum alaşımları) ve paslanmaz elik olmak üzere iki ana materyalden üretilmektedir. 1980'lerden itibaren titanyum, üstün biyouyumluluk ve korozyon direnci özelliklerine bağlı olarak paslanmaz elik yerine kullanılmaktadır [22]. Günümüzde ortognatik cerrahi işlemlerde titanyum plak ve vidalar standart olarak kullanılmaktadır.

Kortikal vidaların ve rijit internal fiksasyonun keşfi ile cerrahi prosedürlerde stabilite ve olumlu sonuçlar büyük lde artmıştır. Cerrahi tekniklerin iyileştirilmesi, osseointegrasyon ve osteosentezin daha iyi anlaşılması, son yıllarda ortognatik cerrahi prosedürlerde büyük ilerleme kaydetmiştir. Rijit fiksasyon ile maksillofasiyal ameliyatlarda büyük ilerlemeler kaydedilmiştir. Plak ve vidaların kullanımı ile cerrahi operasyon süresinin kısılması, kemik segmentlerinin stabilizasyonunda artış, intermaksiller fiksasyon ihtiyacını büyük lde azaltması gibi avantajları olmuştur [23].

2.2.1 Vidalar

Vidalar, vida dişleri ve kemik arasında oluşan sürtünme kuvveti ile kemiğe tutunan, çapları 1 ile 2,7 mm arasında değişen, osteotomilerde plağın fiksasyonu için kullanılan parçalardır. Osteotomilerde kullanılan vidaların tüm yüzeyinde vida dişleri bulunmaktadır. Vidanın yerleşim pozisyonu ve uygun tipte vidanın seçilmesi, iyi bir stabilizasyon elde etmemizi sağlayacaktır [24].

Vidalar kendinden kılavuzlu ve matkap uçlu olmak üzere iki eşitir. Kendinden kılavuzlu vidaların yerleştirilmesi için pilot yuva hazırlanması gereklidir. Pilot yuvanın hazırlanması esnasında sinirler ve diş köklerinde oluşabilecek hasarlar, frezin kırılması, termal nekroz gibi komplikasyonlar sebebiyle pilot yuva açılmasına gerek duyulmayan matkap uçlu vida kullanımı yaygınlaşmıştır [25].

Primer vidanın, yeterli tutuculuğu sağlayamadığı durumlarda, acil vida olarak adlandırılan vidaların kullanımı önerilmektedir. Acil vidalar primer vidalardan daha geniş olup kemiğe daha iyi adapte olabilmektedir. Fiksasyon işlemi monokortikal ve bikortikal olmak üzere iki eşitir. Monokortikal fiksasyonda vida yüzeyi kemiğin

sadece bir kortikal tabakası ile temasta iken, bikortikal fiksasyonda her iki kortikal kemik yüzeyiyle birlikte kansellöz kemikle de temastadır [24].

2.2.2 Plaklar

Maksillofasiyal cerrahide rekonstrüksiyon amaçlı kullanılan plaklar genellikle 4 delikli dir. Yumuşak doku kalınlığı ve bazı anatomik kısıtlamalar sebebiyle plaklar ince olmalarına rağmen hareketi önleyecek kadar yeterli sertlikte dizayn edilmişlerdir [26].

Konvansiyonel mini plak sistemlerinde primer stabilitenin elde edilebilmesi için vidaların kemiğe yerleşimi esnasında plağın kemik ile sıkı kontağı sağlanmalıdır. Bu sayede oluşturulan baskı sonucu primer stabilite sağlanır. Ancak plakların kemiğin anatomisine uygun olarak adapte edilmediği durumlarda vidalarda stres birikimi gözlenmektedir. Bunun sonucunda plak üzerine gelen yükleme kuvvetleri etkisiyle oluşan stabilite kaybı vidalarda gevşemeye neden olmaktadır. Kilitli plak-vida sistemler, bu problemleri çözmek için geliştirilmişlerdir [27, 28].

Titanyum plak ve vidaların bazı avantaj ve dezavantajları vardır. Lokal irritasyon ve ağrı, enfekte olma, açığa çıkma, toksisite gibi dezavantajının yanında ‘metallosis’ denilen bölgesel lenf nodları ve çevre dokularda titanum partiküllerinin varlığının saptandığı orta dereceli kronik inflamasyon gibi bazı problemlere sebep olabilmektedirler [29, 30]. Oluşabilecek bu problemler sebebiyle plak ve vidaların çıkarılması gerekliliği, araştırmacıları rezorbe olabilen plak arayışına itmiştir [31].

Kemik dokunun iyileşmesi esnasında istenen, plak üzerindeki stresin zamanla azalması ve kemikteki stresin zamanla artmasıdır. Rezorbe olabilen plak arayışının kaynağında yatan ana fikir budur. Bunun sağlanabilmesi için plağın sertliğini zamanla kaybetmesi gerekir. Polilaktik asit (PLA), poli-L-laktik asit ve polilaktikoglikolik asit gibi polimerlerin zaman içinde çözünmesi sayesinde rezorbe olabilen plak sistemlerinde kullanımı sağlanmıştır [32]. Ancak rezorbe olabilen plakların mekanik özellikleri sınırlı düzeyde olup sadece orta dereceli kuvvetlere maruz kalınan durumlarda ve genellikle pediatrik popülasyonda kullanımları önerilmektedir. Pediatrik popülasyonda, plağın zamanla rezorbe olmasının iskeletsel gelişimi etkilemeyeceği ve ikinci bir cerrahi girişime gerek duyulmayacağını düşündürür. Ancak yapılan çalışmalarda, rezorbe olabilen plaklarda cerrahiden 12 ay sonra dahi

enfeksiyon oluşabildiği ve plakların mukoza altında mobil hale gelebildiği bildirilmiştir [33]. Bu nedenle rezorpsiyonun tamamlanma süreci boyunca geç enfeksiyon riskine karşı dikkatli olunmalıdır [31, 34].

2.3 Maksillanın Anatomisi

Maksilla, yüzün orta bölümünde bulunan bir kemik yapıdır. Maksillanın gövdesi içinde maksiller sinüs boşlukları bulunmaktadır. Maksillanın ön yüzü, sinüsün anterolateral duvarını oluşturur. Maksillanın anterior duvarının üzerinde, infraorbital rim'den 5mm aşağıda infraorbital foramen ve bu foramenden çıkan infraorbital sinir bulunmaktadır.

Maksillanın anterior alveoler prosesleri, apertura priformisin alt sınırını oluşturur ve orta hatta birleşirler. Bu proseslerin birleştiği noktada anterior nazal çıkıntı oluşur. Anterior nazal çıkıntıdan başlayıp nazal çıkıntının hemen arkasına doğru uzayan ve burun tabanını oluşturan nazal krest bulunmaktadır. Maksillanın her iki palatinal prosesi ve palatinal kemiğin horizontal laminaları damağı oluşturur. Maksilla ve palatin kemikler arasındaki transvers sütür sert damağın arka kenarının 1cm kadar anteriorunda olup lateralinde, ikinci molar dişin 1 cm posteromedialinde büyük palatin foramen yer alır [35].

Palatin kemiğin perpendiküler laminası ile pterigoid prosesler arasında büyük palatin kanal yer alır. Palatin kemiğin piramidal prosesi lateral ve medial pterigoid laminaları ve maksillayı birleştirir. Palatin kemik aracılığı ile oluşan pterigomaksiller bileşke, yukarıda pterigopalatin fossada sona erer. Foramen rotundum, pterigopalatin fossanın arka duvarına açılıp içinde maksiller siniri bulundurur. Maksiller sinir buradan geçerek infraorbital arter ile birlikte inferior orbital fissüre girer ve orbitaya ulaştınca infraorbital sinir adını alır. İnfraorbital arter ve sinir maksillayı infraorbital foramenden terkederler. İnfraorbital arter kanal içinde ilerlerken premaksillada bulunan dişleri besleyen anterior süperior alveoler arter dalını alır [36].

Maksillanın arteriyel kan akımı temel olarak 4 kaynaktan sağlanır;

- maksiller arterin inen 'descending' palatinalı,
- fasiyal arterin çıkan 'ascending' dalı,
- eksternal karotid arterin çıkan 'ascending' faringeal dalı,

- maksiller arterin alveoler dalları. Bunlar maksillanın, üst dişlerin ve maksiller sinüs mukozasının beslenmesini sağlayan arterleridir.

Maksiller arter pterigopalatin fossada posterior süperior alveoler arter dalını verir. Bu arter alveoler foraminalara girerek alveoler kanalda ilerler, molar ve premolar dişleri besler.

Pterigopalatin fossanın medialinde sfenopalatin foramen içinden maksiller arterin sfenopalatin dalı geçer ve lateral nazal duvara açılır. Sfenopalatin arterden çıkan bir dal nazopalatin arter adını alır ve burun içerisinde yol alarak insiziv foramene ulaşır. Bu foramenden geçerek büyük palatin arter ile anastomoz yapar. Maksiller arterin desenden palatin arter dalı pterigopalatin fossada ayrılarak büyük palatin kanalda ilerler, büyük palatin foramenden geçerek damağa ulaşır ve büyük palatin arter adını alır [37].

Yapılan çalışmalara göre, maksillanın aşağı doğru kırılmasının ardından sadece asendan faringeal arter ve fasiyal arterin asendan palatin dalı tüm maksillayı besleyebilmektedir [38, 39].

2.4 Biyomekanik

Biyomekanik, mühendislikte kullanılan yöntemlerden faydalanarak biyolojik dokulara uygulanan kuvvetler karşısında canlı dokuların davranışını ve fonksiyonlarını inceleyen bilimdir. Biyomekanik, mekanik uygulamaların biyolojik ve fizyolojik sistemlere uygulanmasını içerir. Mekanik kendi içinde birçok alt dala ayrılmakla birlikte biyomekanikle en çok ilişkili üç dal; katı cisim mekaniği, deforme cisim mekaniği ve sıvı mekaniğidir [40].

Katı cisim mekaniğinde analizi yapılacak nesnenin rijit olduğu kabul edilir ve cismin şeklindeki deformasyonların çok küçük olması sebebi ile göz ardı edilebileceği varsayılır. Bu varsayım doğrultusunda, modelleme çalışmalarında doğruluk sağlanarak gerekli olan zaman miktarı azaltılır. Katı cisim mekaniği de kendi içinde ikiye ayrılır. Statik, hareket etmeyen cisimler üzerindeki kuvvet dengelerini inceler. Dinamik ise hareket eden cisimler üzerindeki kuvvet dengelerini inceler. Dinamik, kinematik ve kinetik olmak üzere ikiye ayrılır; kinematik hareketin zamansal ve uzaysal özelliklerini araştırırken kinetik bilimi hareketi, harekete neden olan ve hareketten doğan kuvvetleri inceleyen bilim dalıdır [40, 41].

Deforme cisim mekaniğinde kuvvetin incelenecek cisim içinde nasıl dağıldığı, cismin uygulanan kuvvet karşısında gösterdiği davranış biçimi incelenir. Bu analiz ile hücre ve organ düzeyinde incelemeler yapıp uygulanan kuvvetler karşısında oluşan büyüme ya da harabiyetin nasıl ve neden olduğu incelenebilir [40].

Sıvı mekaniği ise sıvıdaki kuvvetlerle ilişkilidir. Kalp kapakçığı ve yüzme mekaniği çalışılırken sıvı mekaniği kullanılmaktadır [42].

2.4.1 Kemiğin yapısı

Kemik, rezorpiyon gösterip yeniden şekillenen dinamik bir dokudur. Primer olarak kolajen (%90) ve amorf ara maddeden (%10) oluşan fibröz organik osteoid matriks içerisine gömülmüş hücrelerden oluşur. Kemiğin karakteristik rijiditesi ve gücü organik matrikste bulunan mineral tuzlarının varlığından kaynaklanır. Kemik mineralinin temel bileşenleri kalsiyum fosfat, kalsiyum karbonat, sodyum, magnezyum ve floriddir. Mineral bileşenler temel olarak hidroksiapatit kristalleri ve amorf kalsiyum fosfattan oluşur. 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 için sıklıkla kullanılan çözücüler içinde yüksek oranda çözünmezdir [43, 44].

Kemik hücreleri osteoblastlar, osteoklastlar, osteositler ve örtü hücrelerden oluşur. Osteoblastlar ve osteoklastlar aktif kemik metabolizması içerisinde yer alan hücrelerdir. Osteositler ve örtü hücreleri matriks içerisinde gömülü olup kanalikül adı verilen sistem ile birbirlerine bağlıdır. Osteositler ekstrasellüler matriks sekresyonu içinde kalmış osteoblastlardır. Osteoblastlar, pluripotent öncü hücrelerden oluşur ve daha sonra kalsifiye kemiğe dönüşen kemiğin organik matriksini yani osteoidi üretirler. Hidroksiapatit kristalleri, osteoid matriks içinde gömülü olan kollajen fibriller üzerinde çöker. Birkaç gün içerisinde osteoid kalsifikasyonun %70'i tamamlanır. Her gün 1 mikronluk bir tabaka osteoid üretilebilir. Maksimum kalsifikasyonun tamamlanması ise birkaç ay sürer [43, 45].

Osteoklastlar, çok çekirdekli dev hücreler olup mononükleer makrofajlardan türetilir. Kemik yıkımında özel bir görevleri vardır. Yıkım aktivitesi, düşük pH'lı küçük subsellüler odalardan oluşan Howship lakünleri ile sınırlıdır. Osteoklastlar her gün 50-100 mikron kemiği rezorbe ederler.

Kemiğin temel yapısı osteon ya da havers sistemlerinden oluşur. Havers kanalları kan damarları ve sinir liflerini içerir. Kemik formasyonu ve mineralizasyonu için üç önemli unsur gereklidir. Bunlar; pluripotent öncü hücreler, yeterli kan dolaşımı ve mekanik destektir [46].

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. Trabeküler, iç kısmı birbirleri ile bağlantılı porlara bölerek değişen düzeylerde porözite 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 ilişkilidir [47].

2.4.2 Kemik iyileşmesi

2.4.2.1 Doğrudan kemik iyileşmesi (Birincil kemik iyileşmesi)

Doğrudan kemik iyileşmesinde kırık segmentlerinin tam karşı karşıya gelmesi ile mekanik stabilizasyon sağlanır. Doğrudan kemik iyileşmesinin temel özellikleri kallus formasyonunun olmayışı ve kırık hattının yok olmasıdır. Kallussuz doğrudan kemik oluşumu, 'kemik parçaları arası kompresyon stabilitesi' olarak ifade edilen bir durum gerektirir. Kraniyomaksillofasiyal iskelette, doğrudan kemik iyileşmesi için kemik parçaları arası kompresyonun gerekli olmadığı gösterilmiştir. Doğrudan kemik iyileşmesinin kontak iyileşme ve aralıklı iyileşme olarak iki formu bulunmaktadır. Kemiğin kontak iyileşmesi, kemik parçaları arası mükemmel bir temas sağlayarak herhangi bir hücresel ve vasküler gelişime izin vermeyecek şekilde, stabil anatomik rezorpsiyondan sonra kırık hattının iyileşmesidir. Kontak iyileşme, mükemmel anatomik redüksiyon, osteosentez ve mekanik hareketsizlikten sonra tüm kırık hattında yer alır. Kontak iyileşme, doğrudan yalnızca miniplakların altında görülür. Aralıklı iyileşme, 200 mikrondan daha geniş çaptaki stabil ya da hareketsiz aralıklarda yer alır. Damarların ve mezenkimal hücrelerin gelişimi, cerrahiden sonra başlar. Osteoblastlar, osteoklastik rezorpsiyon olmaksızın kırık uçlarda osteoid biriktirir. Aralıklar, ilk şekline benzer şekilde, transvers yönde dizilimli lamellar

kemikle dolar. Replasman genellikle 4-6 hafta sürer. İkinci safhada enlemesine dizilmiş olan kemik lamelleri, havers remodelasyonu olarak tanımlanan, aksiyal osteonlarla yer değiştirir. 10 hafta sonra kırık, yeniden yapılandırılmış yeni kortikal kemikle dolar. Aralıklı iyileşme, plaktan uzak alanlarda gerçekleşir [45, 48].

2.4.2.2 Dolaylı kemik iyileşmesi

Kemik kırığı damarların yırtılmasıyla, yumuşak dokuda hematoma oluşumuna ve kırık uçlarda avaskülarizasyona yol açar. Daha sonraki komplikasyon ise Havers ve Volkman kanalları içinde, kırık uçlara yakın damarların trombozudur. Dolaylı kemik iyileşmesi, kırık alanında bazı spontane kırık iyileşmesi olgularında görüldüğü gibi kallus formasyonu aracılığıyla olur. Kallus formasyonunda çeşitli aşamalar mevcuttur. Granülasyon dokusu, başlangıçta oluşan hematoma tümüyle sararak yerini alır ve parçalar arasında bağ dokusuna dönüşür. Kemik parçalarının uçları osteoklastlar tarafından rezorbe edilir. Kemik parçaları arasında bağ dokusu şekillenerek fibrokartilaja dönüşür. Fibrokartilaj doku fibröz dokudan daha sert olduğu için, kemik parçaları arası doku sağlamlaşır ve kırık parçaların harekete karşı direnci artar. Daha sonra fibrokartilaj mineralizasyona uğrar. Fibrokartilajın damarlanması ve mineralize matriksin rezorpsiyonu birlikte gelişir. Başlangıçta, kalsifiye fibrokartilaj yerini örgümsü kemiğe bırakır. Kırık alan örgümsü kemikle dolduktan sonra stabilizasyon elde edilir ve fonksiyon yapılabilir. Havers sistemi yeniden şekillenir ve örgümsü kemik yerini lamelli kemiğe bırakır [45].

2.5 Maksiller Osteotomilerde Stabilité

Maksiller cerrahi uygulamalarda bilinen en stabil hareket, maksillanın süperior yönde hareket ettirilmesi yani maksiller gömme yapılması işlemidir. Bir çok cerrahın ortak fikri, maksiller gömme hareketinin en stabil hareket olduğu yönündedir. Bunun yanında maksiller ilerletme cerrahilerinde maksillanın inferior yönde yeniden pozisyonlandırılması post-operatif komplikasyonlar açısından relapsın en sık gözlemlendiği durumdur. Relaps oldukça ciddi bir post-operatif komplikasyondur [49]. Bu bağlamda, maksiller ilerletme cerrahilerinde maksillanın stabilize edilmesine ve relapsın önlenmesine yardımcı olmak ve fiziksel 'stop' görevi amacıyla bazı durumlarda blok kemik greft materyallerinin kullanımı gerekmektedir. Bu greft materyalleri nüksün oluşmasını engellemeye yardımcı olmaktadır. Bunun yanında maksiller ilerletme cerrahilerinde, inferior hareket sonrası kemik greftleme

materyallerinin üç temel amacı şöyle söylenebilir; kemik iyileşmesini hızlandırmak, fiziksel 'stop' görevi görmek ve bunların yanında sekonder rekonstrüksiyon için matrix görevi oluşturmak. Bu amaçla iliak kemikten elde edilen otojen greft materyalleri veya sentetik blok kemik greft materyalleri kullanılmaktadır. Kullanılacak greft materyalinin mümkün olduğunca non-reaktif özellik göstermesi gereklidir. Reaktif özellik gösteren greft materyali, materyalin reddi ve enfeksiyona yatkınlık açısından önem arz etmektedir [50, 51]. Le Fort I osteotomi tekniğinin modifikasyonları bu noktada önem kazanmaktadır. Maksiller ilerletme cerrahilerinde inferior hareket miktarına bağlı olarak osteotomi hatları arasına greft konulmasının gerekliliği, araştırmacıları Le Fort I kesisinde bazı modifikasyonlar oluşturup greft ihtiyacını azaltmaya veya ortadan kaldırmaya itmiştir.

2.6 Le Fort I Osteotomi Teknikleri

2.6.1 Klasik Le Fort I osteotomisi

Le Fort I osteotomisi en sık kullanılan cerrahi girişimlerden biridir. Le Fort I osteotomisinin temel amacı, maksillanın alt kısmı ile üst kısmını birbirinden ayırıp alt maksillayı olması gereken konumda yeniden fikse etmektir. Bu osteotomi tekniğinin en sık yapılan osteotomi tekniği olmasının nedenlerinin başında tekniğin kolay oluşu, fonksiyonel ve estetik problemlere çözüm olabilmesi ve sonuçlarının kalıcı olması gelmektedir. Le Fort I osteotomisinin endikasyonları oldukça geniştir [52, 53].

Maksillada deformiteleri onarmak için en sık kullanılan osteotomi Le Fort I osteotomisidir. Maksiller deformiteler haricinde, open bite (açık kapanış) gibi mandibula kaynaklı deformite ve malformasyonların tedavisinde, tedavinin kalıcılığını artırır.

Operasyon esnasında kanamayı azaltmak ve anestezinin derinliğini artırmak amaçlı 1/1000000'lik epinefrin içeren %2'lik lidokain, maksiller sulkus boyunca infiltratif anestezi sağlamak için uygulanır. Palatinal yumuşak doku, operasyon sonrasında önemli bir kanlanma kaynağıdır. Bu sebepten dolayı palatinal herhangi bir anestezi uygulanmaz.

Yumuşak dokuya insizyon yaparken, santral dişlerin orta hattından başlanır ve çift taraflı olacak şekilde premolar dişlerin distaline kadar ilerletilir. İnsizyon, mukoza kaslar ve periostimu da içine alacak şekilde; dişlerin apeks noktalarının en az 5 mm

üzerinden ve hareketli dişetinden geçecek biçimde yapılır. İnsizyonun bu şekilde dizayn edilmesinin sebebi, operasyon sonrası dişlerin üzerindeki pediküllü bukkal doku sayesinde maksillanın kanlanması sağlanmasıdır. Subperiosteal olarak tünel şeklinde ilerlenir ve pterigomaksiller bağlantıya ulaşılır. Spina nazalis anteriora kadar maksillanın tüm lateral duvarı bir periost elevatörü yardımıyla subperiosteal olarak diseke edilir. İnfraorbital foramen tespit edilir; maksillanın kanlanması açısından infraorbital damar ağı belirlenip korunur. Diseksiyon, zigomatikomaksiller suture ve zigomanın anterioru görülecek, priform rim ve anterior nazal spin ortaya çıkarılacak şekilde genişletilir. Priform açıklık ortaya çıkarıldıktan sonra burun mukozası ve lateral nazal duvar tabandan diseke edilir. Diseksiyon esnasında nazal mukozada perforasyon oluşmamasına özen gösterilmelidir.

Osteotomi hattını planlarken, apertura piriformisin lateralinden zigomatikomaksiller alana kadar hayali bir çizgi referans olarak alınarak bir kumpas yardımıyla kanin ve molar dişlerinin apikallerinden en az 4 mm yukarıda olacak şekilde osteotomi dizaynı yapılır. Maksillada hangi hareketin yapılması planlanıyorsa, yapılacak maksiller hareket miktarına göre bu ölçü ayarlanabilir. Rehber noktalar belirlendikten ve kemik kesisinin sınırları oluşturulduktan sonra belirlenen noktalardan piezo testere cihazı ile kesi oluşturulur. Lateral nazal duvarlar ve septum kesileri esnasında, burun mukozasının korunması için nazal mukoperiost özel periost elevatörleri yardımıyla kaldırılır. Pterigomaksiller fissürden apertura priformise kadar olan bölgedeki lateral kemik kesileri yapıldıktan sonra eğri uçlu bir pterigoid osteotomu yardımıyla üst çene pterigoid laminalardan dikkatli bir şekilde ayırma işlemi gerçekleştirilir. Lateral nazal duvar osteotomisi, nazal osteotom ve çekiçler kullanılarak gerçekleştirilir. Orta hattın her iki tarafında oluşturulan kemik kesileri, palatin kemiğin perpendiküler laminaları hizasına kadar yapılır. Burun septumu ayrılırken, özel burun septum osteotomu kullanılır. Osteotomi esnasında özel periost elevatörleri ile ekartasyon ile burun mukozası korunur. Üst çenenin osteotomi kesilerinin tamamlanması sonrası, çeneyi indirme işlemi gerçekleştirilir. Üst çenenin serbest hareketinin sağlanmasının ardından, çeneyi yeni konumunda fikse etmemizi engelleyici kemik temasları ve kemik çıkıntıları kemik pensi ve frezler kullanılarak uzaklaştırıldıktan sonra operasyon splinti yardımıyla üst çeneyi getirmek istediğimiz pozisyon elde edilir. Kondillerin yerine oturmasını sağlamak amacıyla mandibula aşağıdan yukarıya doğru bastırılır ve çenenin yeni pozisyonunda plak ve vidalar yardımıyla fikse edilmesi

safhasına geçilir. Zigomatikomaksiller butress bölgesi ile lateral nazal duvar bölgesine yerleştirilen toplam 4 adet L plak yardımıyla fiksasyon sağlanır. Maksiller hareket miktarına bağlı olarak fiksasyon sonrası osteotomi hattında geniş defekt varlığında kemik greft materyalleri uygulanabilir. Uygulamadan sonra mukozanın suture edilmesi işlemine geçilir. Fiksasyonu takiben son aşama olan insizyonu kapatma esnasında üst dudak uzunluğunu kaybetmemek için V-Y tekniği ile süturlamak gerekebilir [8, 53-55].

2.6.2 Modifiye Le Fort I osteotomi

Le fort I osteotomisinin en sık kullanılan yöntemlerden biri olmasının sebebi fonksiyonel ve estetik problemlere kalıcı çözümler sunabilen kolay bir teknik olmasından gelmektedir. Postoperatif stabilite, ortognatik cerrahi operasyonların en önemli başarı kriteridir. Le Fort I operasyonların başarısında, operasyon sonrası kemik segmentler arası stabilite en önemli başarı faktörlerindedir. Kemik fragmanlar arası stabiliteyi etkileyen en önemli başarı faktörlerinden biri osteotomi tekniğidir. Le Fort I osteotomi tekniği tek parçalı (konvansiyonel) ve çok parçalı osteotomi yöntemlerinden oluşmaktadır. Maksiller hipoplaziye bağlı gelişim problemi bulunan hastalarda, sıklıkla konkav bir profil bulunmaktadır ve bu profili düzeltmek ve yüz hatlarını iyileştirmek amacıyla maksillanın cerrahi olarak inferior yönde hareket ettirilmesi gerekmektedir. Ortognatik cerrahide maksillanın gömme hareketi ve geriye doğru konumlandırılmasının stabil sonuçlara yol açtığı bildirilirken, konvansiyonel Le Fort I osteotomisi ile maksillanın inferior ve anterior yönde hareket ettirilmesi kemik boşlukları ile sonuçlanmakta ve bunu nüks olguları takip etmektedir. Nüksün önlenmesi amacıyla oluşan kemik boşluklarını doldurmak için kemik greftleri kullanılsa da osteotomi sahasındaki yetersiz kemik temasına bağlı primer kemik iyileşmesindeki gecikme sebebiyle uzun süreli stabilite problemleri ile karşılaşmaktadır. Maksillanın inferior hareketi sonucu oluşacak kemik boşluklarının stabiliteye olumsuz etkilerinin yanında, çiğneme kasları tarafından uygulanan olumsuz süperior hareket söz konusudur. Oluşabilecek nöromusküler adaptasyon problemlerine karşı maksillanın inferior hareketi öncesi nöromusküler sistemin dikey yüksekliğe adapte olmasını kolaylaştırıcı ameliyat öncesi adaptasyon splinti, uygulanabilecek seçenekler arasındadır. Bunun yanında, Le Fort I operasyonları sonrası, kemik segmentlerde meydana gelebilecek stres birikimleri ve buna bağlı oluşacak relaps, segmentlerin yerinden oynaması gibi durumlar görülebilecek

komplasyonlar arasındadır. Bu sebeple maksillanın en unstabil olduğu hareket olan inferior yönde konumlandırıldığı hareketlerde kararlı sonuçlar elde edilebilmesi için çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Le Fort I cerrahisinde osteotomilerde oluşturulan modifikasyonlar bu sebeple ortaya çıkmıştır. Le Fort I osteotomisinin modifikasyonları olan M Şekli ve Z Şekli osteotomiler, inferior hareket sonrası meydana gelecek kemik boşluklarının miktarını en aza indirmek, bunun yanında kemik temas noktaları sağlayarak hem çığneme kasları tarafından uygulanan kuvvete karşı destek olmak hemde kemik iyileşmesini hızlandırmak amacıyla uygulanmıştır. Bu fikirden yola çıkılarak, konvansiyonel osteotomi yöntemi ile ‘M’ Şeklinde yapılan osteotomi yönteminin stres dağılımları, postoperatif stabilite ve relaps açısından birbirine göre üstünlükleri karşılaştırmalı incelenmiştir.

Çalışmamız sonucunda, oluşturulan osteotomi tekniğinin kemik ve plak sistemlerde oluşturduğu stres birikimi ve buna bağlı meydana gelebilecek relaps problemlerine yönelik bazı çözümler sunacağını, elde ettiğimiz veriler ışığında stres birikiminin deformasyonun yoğun olduğu bölgeleri tayin edip oluşabilecek relaps problemlerini çözmek amaçlanmıştır. Elde edilen veriler ışığında, stres birikiminin hangi bölgelerde yoğunlaştığını incelemek, ameliyat sonrası stabilitenin artması yönünde operasyon öncesi planlamaya ışık tutmaktadır. Analiz sonucunda, kesi hattında oluşturulan modifikasyonun relapsı azaltıcı stabiliteyi artırıcı etki açısından ne derece başarılı olduğu ile ilgili bilgi edinmek amaçlanmıştır.

İyi ve dengeli bir yüz profiline sahip olmak, güzellik ve estetiğin birinci koşuludur. Dengeli bir profile sahip olmanın yanında oklüzyon, etkili çığneme paterni, gülüş estetiği, yüz iskeletinin estetiği gibi parametreler maksillofasiyal estetiğin bütününü oluşturmaktadır. İdeal bir yüz iskeleti, beraberinde ideal bir oklüzyonu ve buna bağlı genç ve güzel görünümü getirir. Teknolojik gelişmelerle birlikte, gelişen dünyada diğer tüm kavramlar gibi estetik kavramı da güncellemeye uğramıştır. Fonksiyonel olmasının yanı sıra dengeli bir yüz estetiği, etkili çığneme fonksiyonuna sahip olması, sıkı bir cilt gerginliği gibi birçok parametre estetik algısının oluşmasında etkilidir. Tam bu noktada, devreye gülüş estetiği konusu girmektedir. Yüz güzelliğini oluşturan parametreler; bireyin biprotuziv sefalometrik profile sahip olması, bireyin simetrik bir profile sahip olması, gülüş estetiğinde üst dental arkta gingiva görünümünün fazla olmadığı bir dental ark yapısı ve iskelete sahip olmasıdır. Bu parametrelerden bir veya birkaçına sahip olmayan bireylerde, dentofasiyal deformiteleri düzeltmek amaçlı

maksillofasiyal cerrahi teknikleri geliştirilmiştir. Le Fort I operasyonları, bunlardan en sık tercih edilenidir. Geliştirilen yeni operasyon teknikleri, Le Fort I osteotomisinin varyasyonlarıdır. Estetiği sağlama görevi, maksillofasiyal cerrahın ve ortodontistin ortak yürüttüğü bir ekip çalışmasıdır. İskeletsel kapanış bozukluklarının sadece dental kompensasyonla çözülemeyeceği durumlarda, devreye maksillofasiyal cerrahi de girmektedir. Bu durumlarda tedavi seçeneği ortodontik tedavi ile birlikte yürütülen cerrahi girişimleri içermektedir. Le Fort I osteotomisi, iskeletsel deformite onarımında tercih edilen en sık yapılan cerrahi girişimlerdenidir.

2.7 Stres Analiz Yöntemleri

2.7.1 Sonlu elemanlar analizi (SEA)

Oral kavitede oluşan çiğneme kuvvetleri sonucu, diş ve çevreleyen kemik yapıda stres birikimine bağlı deformasyon oluşması olasıdır. Uygulanan kuvvet, materyalin elastik limitini aştığı takdirde materyalde bozulma gözlenebilir. Canlı organizmada meydana gelebilecek bu materyal deformasyonlarının ne zaman, neden ve hangi kuvvetin uygulanması sonucunda yapısal bozukluğa neden olacağını tespit etmek mümkün olmayabilir. Bu sebeple tıp ve diş hekimliği biyomekaniğinde gözlenen bu karmaşayı çözümlenebilmek adına mühendislikte kullanılan bilgisayar destekli analiz ve araştırmalardan faydalanılmaktadır.

Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemlerinden bazıları şu şekilde sıralanabilir;

- Gerilim ölçer ile analiz yöntemi
- Fotoelastik analiz yöntemi
- Holografik interferometre ile analiz yöntemi
- Sonlu elemanlar analizi yöntemi [56].

Sonlu eleman analizinin geliştirilmesindeki asıl amaç mühendislik dallarıyla ilgili problemlerin bilgisayar ortamında çözüm elde edilmesine olanak sağlamasıdır. Biyomekanik olarak SEA metodu, kabul görmüş bir sayısal analiz metodudur [57, 58]. SEA metodu, Turner ve ark. tarafından 1956'da yayımlanan çalışmadan köken almaktadır. Yayımlanan bu çalışmada uçak mühendisliği alanında, hassas bilgisayar ortamında deneme fonksiyonları üretmek için üçgen elemanları kullanmışlardır. Stiffness metodu adı verilen bu çalışma sayesinde, SEA metodu daha sonra inşaat,

hidrodinamik, elektrik mühendisliği gibi mühendislik branşlarının yanı sıra kalp damar cerrahisi, plastik cerrahi, ortopedi, protetik diş tedavisi ve çene cerrahisi gibi tıp ve diş hekimliği branşlarında da kullanılmaya başlanmıştır [59-61].

SEA metodu, kompleks geometriye sahip yapıların incelenebilmesi için günümüzde kullanılan popüler yöntemlerdendir. SEA yöntemiyle çözümü istenen problem, karmaşık yapıda olsa bile basit alt birimlere ayrılarak her yapı kendi içinde çözümlenir. Bu sayede problemin tamamı çözümlenir [62]. SEA ile çözümü istenen problem karmaşık yapıda olsa dahi sonlu eleman adı verilen basit alt birimlere ayrılarak her yapı kendi içinde çözümlenir. Çok sayıda küçük ve birbirine bağlı alt birimlerle basit hale getirilen problem, parçadan bütüne gidilmesi prensibi esas alınarak çözümlenmiş olur.

SEA yöntemi, karmaşık geometriye sahip yapılarda oluşan gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirme miktarlarının incelenmesine olanak sunan matematiksel bir metoddur. Bu metod, analizi yapılacak olan yapıların modellenmesini, materyalin fiziksel özelliklerinin gerçeğe en yakın şekilde yansıtılmasını ve ortaya çıkan stres değerlerinin hesaplanabilmesine imkan sağlamaktadır [63].

SEA metodunun kullanılmasının faydalı olacağı durumların başında klinik inceleme yapılmasının olanak sağlamadığı durumlar gelmektedir. Canlı organizmada kullanılacak implant vb. materyallerin geliştirilmesi esnasındaki prelinik aşamaların insana deneysel amaçlı olarak uygulanamayacak olması, araştırılan materyal üzerinde değerlendirilmesi gereken parametrelerin çokluğu sebebiyle prototip sayısının fazla olması, deneysel ortamda kas kuvveti gibi bazı sınır koşullarına sahip deneylerin gerçekleştirilmesinin zorluğu gibi sebeplerden dolayı SEA yöntemi tercih sebeplerindedir [64].

SEA Metodunun Avantajları [65, 66];

- Bu metod sayesinde, karmaşık geometri gösteren yapıların analizi hassas bir şekilde güvenle yapılabilir. Analiz metodu olarak, diğer metodlardan daha kullanışlıdır.
- Alt birimlere ayrılan yapıdaki bağlantı noktalarının fazlalığı, SEA'ni etkilemez.
- Malzeme özelliği karmaşık olan sistemlerde rahatlıkla uygulanabilir.

- Anizotropik materyallerin analizi yapılabilir.
- Analizi yapılacak materyalin malzeme özellikleri istenilen şekilde kolayca değiştirilebilir ve istenilen sayıda analiz yapılabilir.
- SEA, girişimsel olmayan bir yöntemdir.
- SEA defalarca tekrarlanabilir.
- Analiz yapılacak materyale uygulanacak kuvvete ait bileşenler (yön, büyüklük, uygulama noktası) istenildiği gibi uygulanabilir.

SEA Metodunun Dezavantajları [65-67];

- SEA yapılabilmesi için kullanılan yazılımların güncellenmesi maliyeti söz konusudur.
- SEA metodu ile doğru sonuçların elde edilebilmesi, analizi yapılacak malzemenin materyal özelliklerinin giriş bilgilerinin hatasız olmasına bağlıdır.
- Diş ve çevreleyen yapıların biyolojik dinamiklerinin sisteme tanımlanması esnasında bazı problemler yaşanabilir.

2.7.2 Sonlu elemanlar analizinde temel mekanik terimler

Kuvvet: Bir cismin denge durumunu veya şeklini değiştirebilen etkidir. Birimi Newton (N) ya da kilogramforce (kgf)'dur [68]. Vektörel formülü gösterilmiştir(2.1).

$$Kuvvet (F) = Kütle (m) \times İvme (a) \quad (2.1)$$

İzotropik Materyal: Mekanik özelliklerinin farklı yönde kuvvet uygulansa dahi değişmediği cisimlerdir. Kağıt örnek olarak verilebilir [69].

Ortotropik Materyal: Farklı yönlerden kuvvet uygulandığında farklı mekanik özellikler gösteren maddelerdir. Kemik dokusu örnek olarak verilebilir [69].

Elastik Deformasyon: Cisme uygulanan stres kaldırıldığında cismin eski haline dönmesidir [70].

Plastik Deformasyon: Cisme uygulanan stres kaldırıldığında cismin eski haline dönmemesidir [70].

Stres (Gerilim): Cismin, birim alanına düşen kuvvet yoğunluğudur. Cisme etkileyen kuvvetler, üç farklı gerilim türü ortaya çıkarır [68, 71];

- Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Cisme, aynı doğrultuda fakat zıt yönde 2 kuvvet uygulanmasıyla ortaya çıkan gerilimdir. Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlar.
- Sıkışma Gerilimi (Compressive Stress): Cisme aynı doğrultuda ve birbirlerine doğru iki kuvvet uygulanmasıyla ortaya çıkan gerilimdir. Cismin moleküllerinin birbirine yaklaşmasına sebep olur.
- Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Cismin moleküllerinin cismin yüzeyine paralel ve birbirine zıt yönde kaymasına neden olacak şekilde kuvvet uygulanmasıyla oluşan streştir [72].

Gerinim (Strain): Bir cisme uygulanan kuvvet sonucu o cisimde meydana gelen boyutsal değişimin cismin orjinal boyutuna oranına gerinim denir. Bir başka deyişle, yükleme altındaki cismin, herhangi bir noktasında meydana gelen deformasyondur. Malzemeye kuvvet uygulanmadan önceki durumuna kıyasla kuvvet uygulandıktan sonra ne oranda değişime uğradığını gösterir. Gerinim, genellikle ‘%’ ile ifade edilir [71, 73, 74]. Formülasyonu ise 2.2’de gösterilmiştir.

$$\text{Gerinim } (\epsilon) = \text{uzunluktaki değişim } (\Delta l) / \text{başlangıç uzunluğu } (l_0) \quad (2.2)$$

Poisson Oranı (ν): Cisme uygulanan kuvvet sonucu cisimde meydana gelen enine daralmanın boyuna uzamaya oranıdır. Başka bir deyişle, kuvvet sonucu belli bir yönde şekil değiştirme gösteren cismin diğer bir yönde de şekil değiştirme göstermesi söz konusudur. Çekme yüklemesi sonucu cisim kuvvet yönünde uzarken, kesitinde daralma gözlenir. Basma yüklemesi sonucunda ise cisim kısalırken kesit kalınlığında artış gözlenir. Buna, gerdirilen bir lastik şeridin boyu uzarken kesit alanındaki daralma örnek olarak verilebilir [75]. Formülasyonu 2.3’te gösterilmiştir.

$$\text{Poisson Oranı } (\nu) = \text{Endeki birim uzama} / \text{Boydaki birim uzama} \quad (2.3)$$

Elastisite Modülü (Young Modülü – Esneklik Katsayısı): Kuvvete maruz kalan cisimde meydana gelen gerilimin gerinime oranıdır. Elastisite modülü, cismin maruz kaldığı kuvvet karşısındaki direncini belirler. Elastisite modülünün her madde için değeri farklılık göstermektedir. Bu değer (Young modülü) ne kadar büyükse, cismin deformasyona karşı direnci o derece yüksektir ve esnemesi zordur. Young modülünün düşük olması, cismin etki altında olduğu kuvvet karşısında daha kolay esneyebileceğini gösterir [76]. Formülü 2.4’te gösterilmiştir.

$$\text{Esneklik Katsayısı (Young Modülü)} (E) = \text{Gerilim } (\sigma) / \text{Gerinim } (\epsilon) \quad (2.4)$$

Von Misses Gerilimi (VM): Von Misses gerilimi, incelemesi yapılan materyalin üzerindeki stres dağılımlarını ve stresin yoğunlaşması ile ilgili bilgi verir. Bir cismin belirli bir bölümündeki iç enerji, belirli sınır değerini aşmışsa cisim bu noktada şekil değiştirme gösterir. Von Misses stres, şekillendirilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcıdır [77].

Asal Gerilim: Makaslama stresinin sıfır olduğu durumlarda düzlemlerdeki en büyük ve en küçük normal streslerdir. Makaslama gerilimi sıfırken oluşan çekme gerilimleri maksimum asal gerilim olarak ifade edilirken, sıkışma gerilimleri minimum asal gerilim olarak ifade edilir. Pmax (Maksimum Principal Stres/ Maksimum Asal Gerilim) cisimde oluşan gerilme streslerini ifade ederken, Pmin (Minimum Principal Stres/Minimum Asal Gerilim) cisimde oluşan sıkışma streslerini ifade etmektedir.

2.7.3 Sonlu eleman stres analiz yöntemi

Biyomekanik anlamda, birçok analiz metodu mevcuttur. Bu analiz metodları arasında SEA metodu, incelenecek dokunun analizinde kullanılan en geçerli sayısal analiz yöntemidir. SEA'nin birçok yöntemden daha etkili olduğu bildirilmiştir.

SEA yöntemi sayesinde, eğilme, kırılma, bükülme, titreşim ve yer değişimi gibi parametrelerin sayısal olarak analizi sağlanır. SEA yöntemi, bütün yapıyı küçük parçalara ayırarak bu küçük parçaları tek tek analiz eden yöntemdir. Analiz ile oluşturulan bu küçük parçalar yani elemanlar, sayı olarak ne kadar çok ise, analiz sonuçlarının doğruluğu o kadar güvenilir olmaktadır. SEA yöntemi ile analiz yapılabilmesi için, incelenecek anatomik yapının simülasyonu gerekmektedir. Bunun için bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans (MR) gibi görüntüleme cihazları ile biyolojik dokunun incelenmesi amaçlanan bölgesinden seri kesitlerin alınması mümkündür. Görüntüleme işlemini takiben elde edilen kesitler, sanal model oluşturulmak üzere SEA programına aktarılır. Programa aktarılan tomografik model, bilgisayar destekli yazılım programları kullanılarak 'eleman' adı verilen parçalara ayrıştırılır. Eleman veya nokta adı verilen bu küçük parçaların birleşim noktalarına 'düğüm noktası (node)' adı verilmektedir. Bu düğüm noktalarından birbirine bağlı elemanlardan oluşan bir ağ yapı (mesh) oluşmaktadır. Bu ağ yapı oluşturulurken, incelenecek modelin materyal özellikleri olan Young Modülü ve Poisson oranı belirlenip programa aktarılır. Bu veriler ile ilgili birçok çalışma yapılmış ve sonuçları literatürde paylaşılmıştır.

Bu adımlar sonrasında, analizi yapılacak materyalin sınır koşulları belirlenir. Bu sınır koşulları cismin nereden sabitleneceği, uygulanacak hareketin nereden nasıl ve ne kadar olacağını belirlenmesinden oluşmaktadır. Her eleman için ayrı denklem oluşturulmaktadır. Bu denklemler analiz edilerek düğüm noktasındaki değerlere ulaşılır. Kemik dokusu, diş sert dokuları ve porselen gibi kırılabilir materyallerin analizinde asal gerilim değerleri kullanılırken, metal gibi esneyebilen materyallerin analizinde Von Mises stres değerleri kullanılır. Von Stres değerleri ile tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında bilgi elde edilebilir. Elemanlar birbirine düğümlerle bağlı olduğu için elemanın birindeki fiziksel değişiklik diğer elemana da yansıtılacağından, sonuçların analizi sonrası cismin tamamı hakkında fikir edinilir. SEA yönteminde kullanılan programlar arasında diş hekimliği için en yaygın olanları Abaqus, Algor, Adina, Ansys, Fempro, Solidworks, Sap 80, Sap 2000 ve Zebulon'dur.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Maksillanın konvansiyonel ve modifiye edilmiş Le Fort I osteotomileri ile anterior ve inferior konumlu hareketlerinde statik vertikal ve oblik ısırma kuvvetleri altında meydana gelen stres dağılımının üç boyutlu sonlu eleman analizi ile incelenmesi amacıyla yaptığımız çalışmada SEA metodunda kullanılacak model oluşturuldu. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapıldı. Le Fort I operasyonlarında üst çeneyi kafa kaidesinden ayırmak için kullanılan kemik kesilerindeki düz (konvansiyonel) ve M şekilli (modifiye edilmiş osteotomi) kesinin birbirlerine olan stabilite ve relaps üstünlüğü, referans alınan kemik temas noktalarında oluşturdukları stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi.

Çalışma grupları;

Grup 1: Maksillaya 5 mm ileri ve 3 mm aşağı hareket uygulanan M osteotomi grubu (3 mm M osteotomi grubu)

Grup 2: Maksillaya 5 mm ileri ve 5 mm aşağı hareket uygulanan M osteotomi grubu (5 mm M osteotomi grubu)

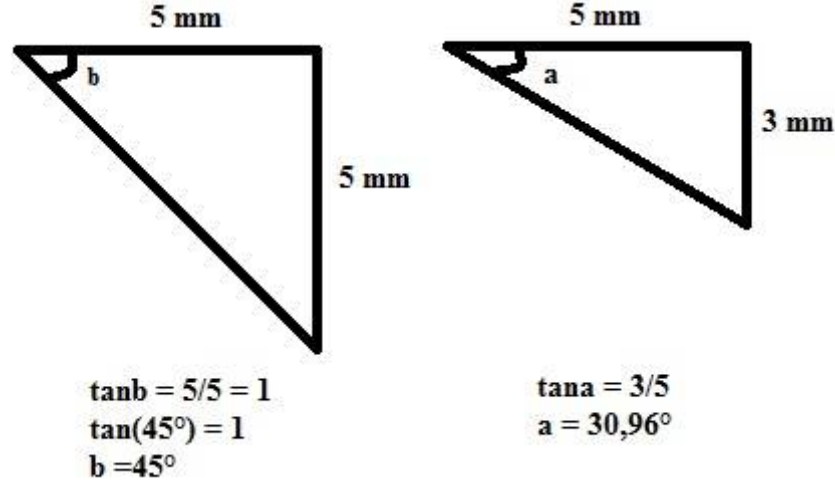
Grup 3: Maksillaya greft ile birlikte 5 mm ileri ve 3 mm aşağı hareket uygulanan düz (konvansiyonel) osteotomi grubu (3 mm greftli düz osteotomi grubu)

Grup 4: Maksillaya greft ile birlikte 5 mm ileri ve 5 mm aşağı hareket uygulanan düz (konvansiyonel) osteotomi grubu (5 mm greftli düz osteotomi grubu)

Grup 5: Maksillaya greftsiz 5 mm ileri ve 3 mm aşağı hareket uygulanan düz (konvansiyonel) osteotomi grubu (3 mm greftsiz düz osteotomi grubu)

Grup 6: Maksillaya greftsiz 5 mm ileri ve 5 mm aşağı hareket uygulanan düz (konvansiyonel) osteotomi grubu (5 mm greftsiz düz osteotomi grubu) olarak belirlendi.

Çalışma gruplarında maksillaya 5 mm ileri ve 3 mm aşağı hareket uygulanması 5x3 kısaltma şeklinde, 5 mm ileri ve 5 mm aşağı hareket uygulanması ise 5x5 kısaltma şeklinde gösterildi.



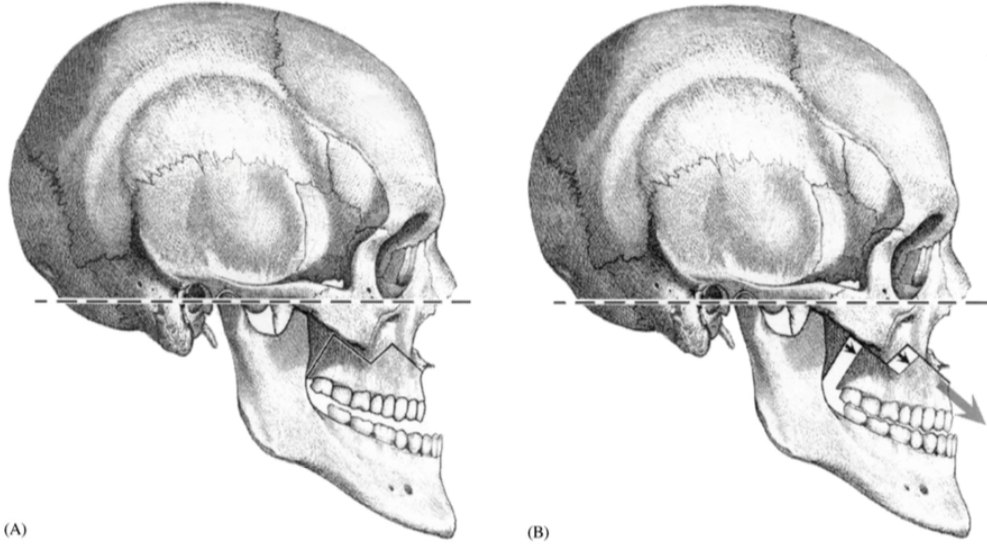
Şekil 3.1 : Modifiye edilmiş M osteotomi grubu oblik kesi açılarının hesaplanması.

Maksillanın ilerletme miktarını bilgisayara aktarmak için üç boyutlu sonlu eleman analizi bilgisayar programında yukarıdaki üçgenlerde şematize edildiği gibi açı değerleri programa girilerek osteotomi kesi hatları belirlendi.

Üç boyutlu uzayda, konvansiyonel osteotomi için belirlenen kesi hatları planlandı. Apertura priformisin lateralinden dişlerin köklerinin 5 mm yukarısından geçecek bir çizgi, posteriorda zigomatik butress bölgesini içine alıp pterigomaksiller birleşime kadar, oklüzal düzleme paralel düz bir hat şeklinde belirlendi ve kesi yapıldı.

Modifiye edilmiş M şekilli osteotomi için, oblik osteotomi antero-inferior yönde planlanan toplam maksiller hareket miktarına göre belirlendi. Maksiller harekette ilerletme miktarı, her iki osteotomi tekniğinde 5 mm olarak belirlendi. Bunun yanında, maksillayı aşağı konumlandırma miktarı 3 mm ve 5 mm olacak şekilde iki farklı hareket koşulu olarak saptandı. Maksillaya verdiğimiz hareket miktarları bize iki adet üçgen vermektedir. Modifiye edilmiş M şekilli osteotomide maksillanın ilerlerken aynı zamanda aşağı yönde katedeceği yolu, dik açılı üçgenin hipotenüsü gibi düşünebiliriz; bu sebeple ilerletme miktarı ile hipotenüs arasında kalan açı değeri bize maksillanın aşağı yöndeki hareket miktarını belirleyecektir. İlerletme ve inferior hareket miktarına bağlı olarak oluşacak üçgenin açısı üç boyutlu uzayda saptandı ve ilerletme miktarı için elde edilecek vektöre paralel kesiler gerçekleştirildi. Bu üçgeni oluşturmak ve kesiye M şeklini verebilmek için 3 mm inferior hareket uygulanacaksa

30,96° açı; 5 mm inferior hareket uygulanacaksa 45° açı oblik osteotomi hattı için saptandı ve programa girildi. Modifiye M osteotomi kesinin işaret noktaları belirlenirken öncelikle maksillanın apertura priformis lateralinden başlayan bir nokta belirlendi. Bu nokta ile maksillanın en posterior noktası olan tuber bölgesine kadar olan mesafe ölçüldü. Ölçüm sonucunda elde edilen mesafe iki eş parçaya bölündü; elde edilen orta nokta bize iki oblik osteotomi hattının birleşim noktasını belirlememizde yardımcı oldu. Aynı zamanda bu birleşim noktası M osteotominin iki oblik kesininin birleştiği maksiller sinus ön duvarı olarak saptandı. Oblik kesi apertura priformisin lateralinden başlayıp belirlenen açı değerleri verilerek oluşturulurken bu kesinin aynı paralelliğine ve açısına sahip ikinci bir kesi zigomatik butress bölgesinde oluşturuldu. Maksiller sinüsün ön duvarı hem ince olması hemde kemik iyileşmesinin stabilizeye katkıda bulunmamasından dolayı sinüs ön duvarı bölgesi oblik osteotomi kesilerini birleştirmek için kullanıldı. Bu şekilde 'M' şekilli osteotomi hattı oluşturuldu.



Şekil 3.2 : Modifiye edilmiş M osteotomi şematize edilmiş hali (A), M osteotomi ile maksillanın ileri ve aşağı yöndeki hareketi (B).

Üç boyutlu SEA'nin gerçekleştirilebilmesi için aşağıdaki aşamalar takip edildi:

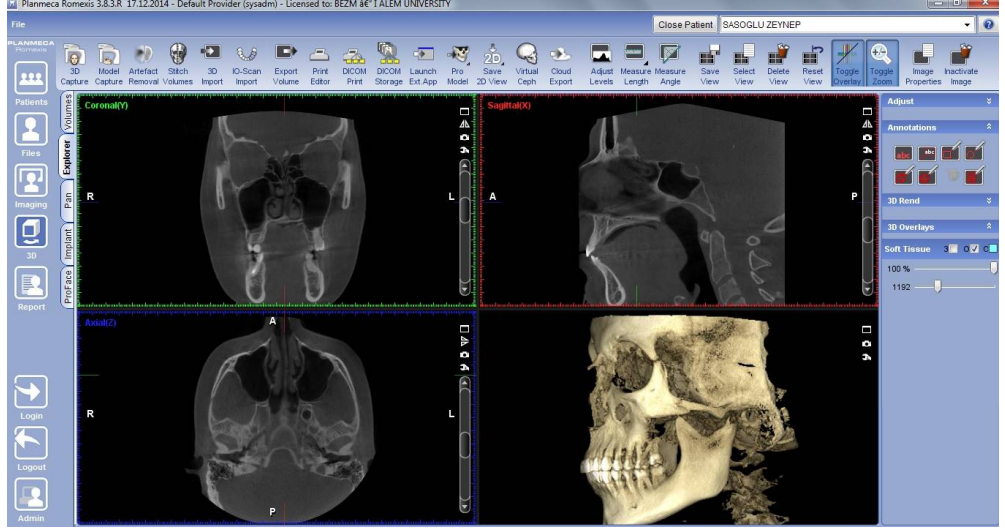
- Üç boyutlu modellerin elde edilmesi
- Ağ yapısının oluşturulması
- Eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi
- Sınır koşullarının tayin edilmesi
- Sonlu eleman analizinin yapılması
- Analizin çözümlenmesi

3.1 Üç Boyutlu Modellerin Elde Edilmesi

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.

Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'na tedavi amacıyla fakülteye başvurmuş hastaların konik ışıklı bilgisayarlı tomografi (BT) ile alınan tomografi görüntülerinden oluşan data arşivinden maksilla modellemesinin yapılması amacıyla bir hastanın daha önce çekilmiş olan tomografi görüntüsü alınarak maksiller kemiğin üç boyutlu modellemesi yapıldı. Çalışmamızda kullanılacak olan tomografi görüntüsü DICOM formatında kaydedildi. Tomografi çekiminde ProMax Planmeca marka 3_D Mid (Finlandiya) model BT cihazı kullanıldı. Çekim sırasında doz ayarları 9KvP, 12mA, 36 saniyelik çekimle 200 mm voxel büyüklüğünde, 1 milimetrelilik kesitler elde edildi.

Çekilen filmler, 3D-Doctor yazılımına aktarıldı. "Interactive Segmentation" yöntemi ile 'Hounsfield' değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "3D Complex Render" yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve kemik dokusu modellendi.



Şekil 3.3 : İncelenen tomografi görüntüsünün kesitleri.

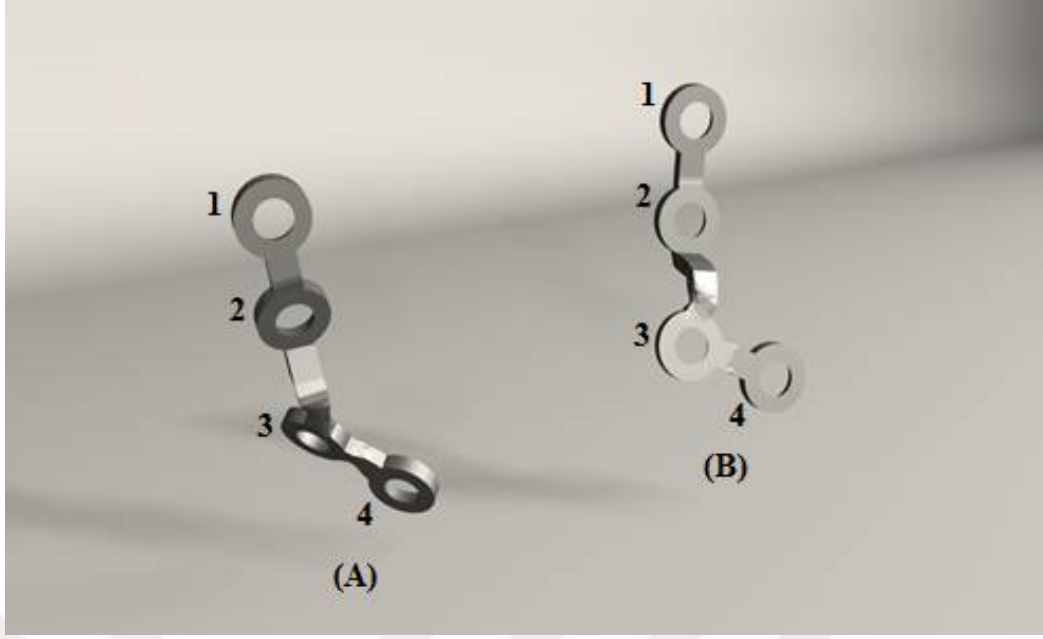
Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, STL (stereolithography) formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarıldı. STL formatı 3D modelleme programları için evrensel değerdedir. STL formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmadı. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığı yazılıma tanıtıldı. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verildi.



Şekil 3.4 : Üç boyutlu tarayıcı.

3.2 Ağ Yapısının Oluşturulması

Çalışmada tedarik edilen vida ve plaklar, 2,0 mm kalınlığındaki Le Fort plağı ve 5 mm uzunluk ve 1,5 mm çapa sahip vidalardan taranarak elde edildi ve SmartOptics 3d tarayıcısı ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak tarandı. STL formatında elde edilen modeller, Vr-Mesh 3D mesh düzenleme yazılımına gönderildi. Burada hataları düzeltilen parçalar Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile fiksasyon vidaları, plaklar ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi. Bu şekilde bilgisayar ortamında oluşturulan çalışma modelleri, maksillanın iki komponenti olan kortikal kemik ve spongiöz kemik, fiksasyon aşamasında kullanılacak plaklar ve sabitleme vidaları, çalışmamızda kullandığımız modelin gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde tasarlandı ve modelleme işlemi tamamlandı. Planlanan kemik kesileri çalışma modellerine uygulandı. Plak ve vidaların kemik üzerinde yerleşim göstereceği bölgeler belirlendi. Modellere uyumlandırılan plakların yerleri, tomografik inceleme sonrası kemik kalınlığının en kalın olduğu bölgelere tekabül eden apertura priformisin lateral kenarı ve zigomatik butress bölgesi olarak belirlendi. 4 delikli 2 adet L şekilli plak bu bölgelere osteotomi şekline göre uyumlandırıldı. Plak yerleşimi sonrası vida deliklerine yerleştirilecek vidaların fiksasyonu sağlandı. Kemik modeller ile plak ve vidalar fikse edildi. Üç boyutlu uzayda tüm bu planlamalar yapılmadan önce, modifiye osteotomi grubu için pilot çalışma olarak kemik rijiditesini taklit eden poliüretan kafatası modelinde osteotomi şekli planlandı ve gerekli ölçümler yapıldı. Kemik kesileri uygulandıktan sonra 4 adet L şekilli 4 delikli Le Fort I fiksasyon plağı ile fiksasyon sağlandı. Bu pilot çalışma sonrası bilgisayar programına aktarılan veriler ile kemik kesileri bilgisayar ortamında yapıldı.



Şekil 3.5 : Zigomatik butres bölgesine yerleştirilen plağın numaralandırılması (A),
apertura priformis bölgesine yerleştirilen plağın numaralandırılması (B).



Şekil 3.6 : Rijit poliüretan kemik modelde kesi hattının belirlenmesi (pilot çalışma).



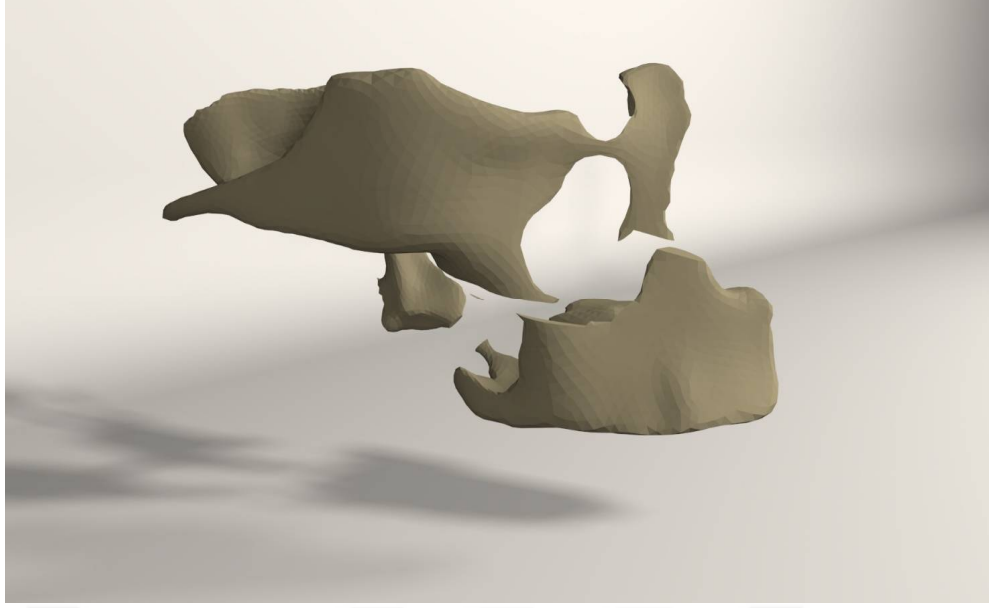
Şekil 3.7 : Rijit poliüretan kemik modelde osteotomi uzunluğunun hesaplanması (pilot çalışma).



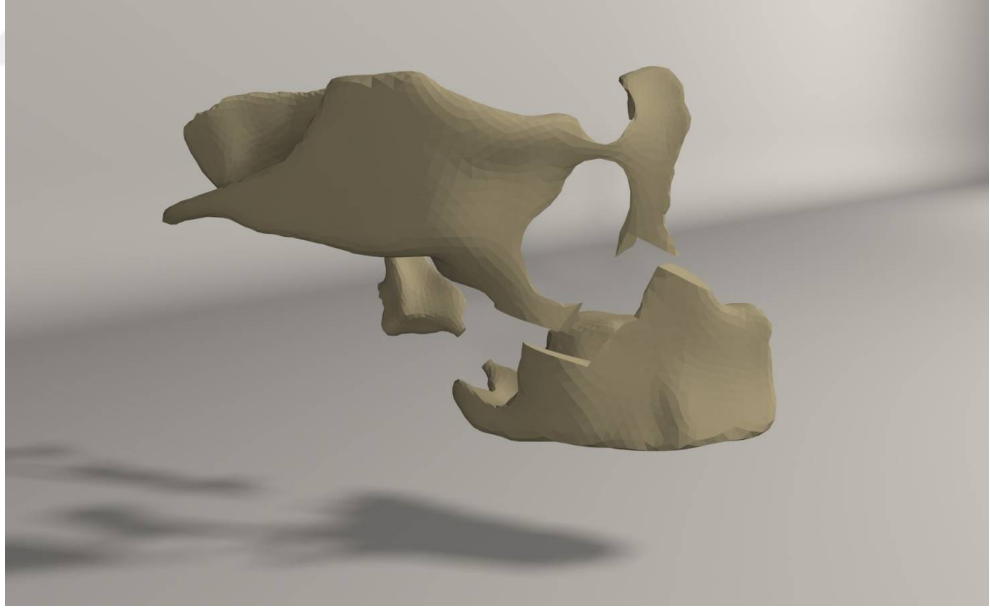
Şekil 3.8 : Rijit poliüretan kemik modelde maksiller ilerletme miktarının hesaplanması (pilot çalışma).



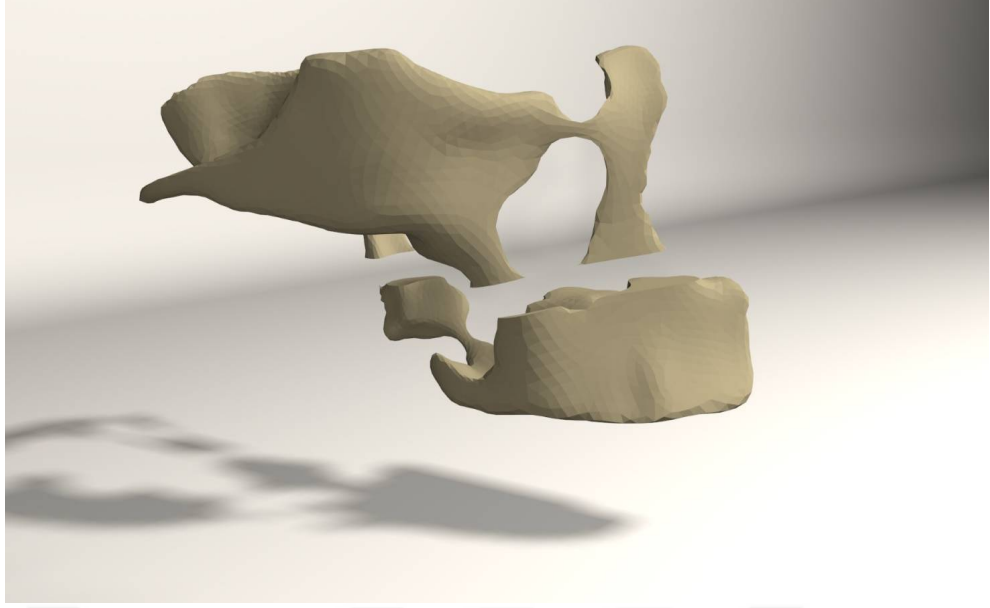
Şekil 3.9 : Rijit poliüretan kemik modelde maksiller ilerletme yapılan kafatasının lateral görünümü (pilot çalışma).



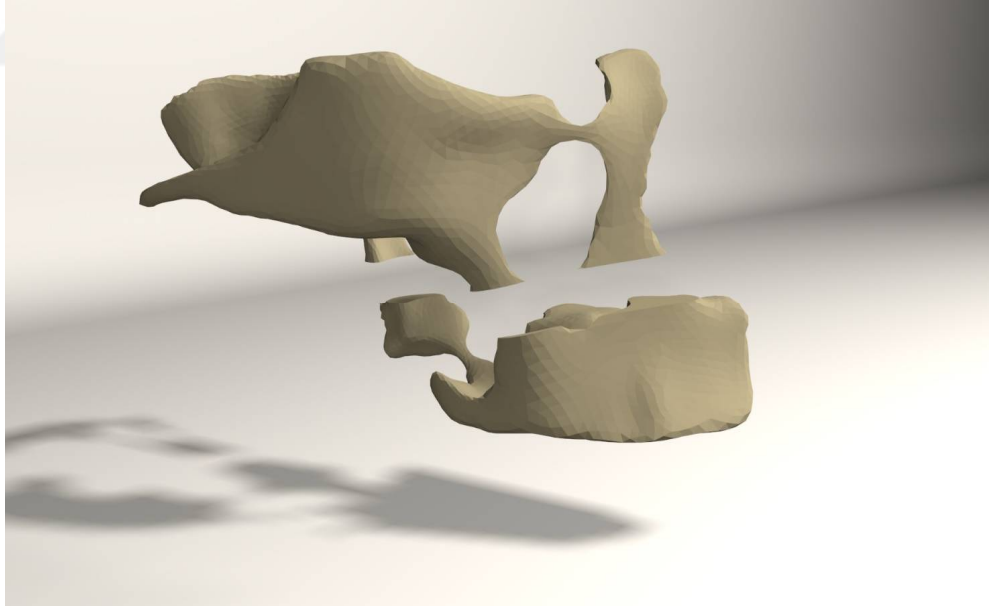
Şekil 3.10 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior yönde hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubunda kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi.



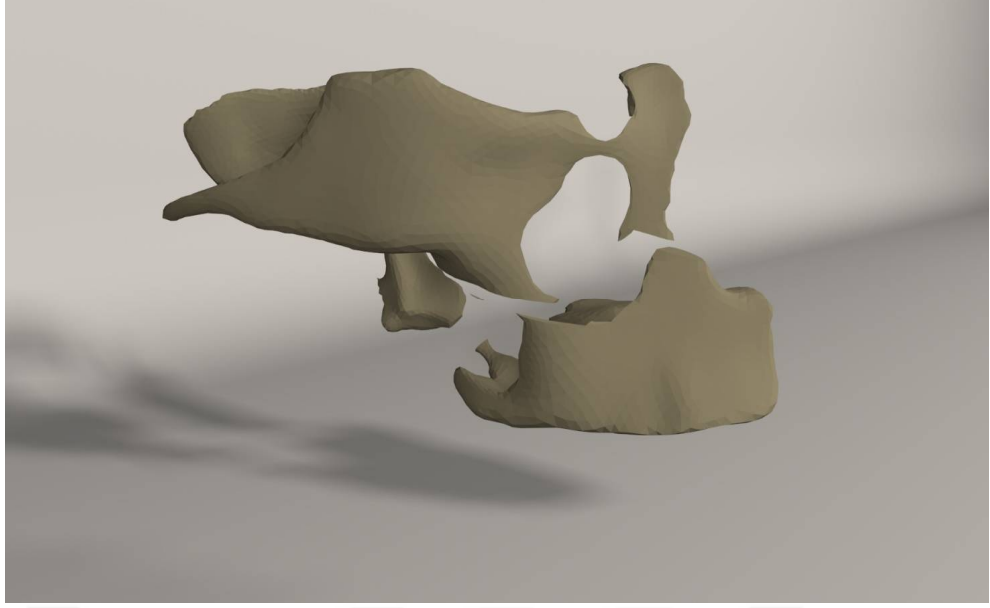
Şekil 3.11 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior yönde hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubunda kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi.



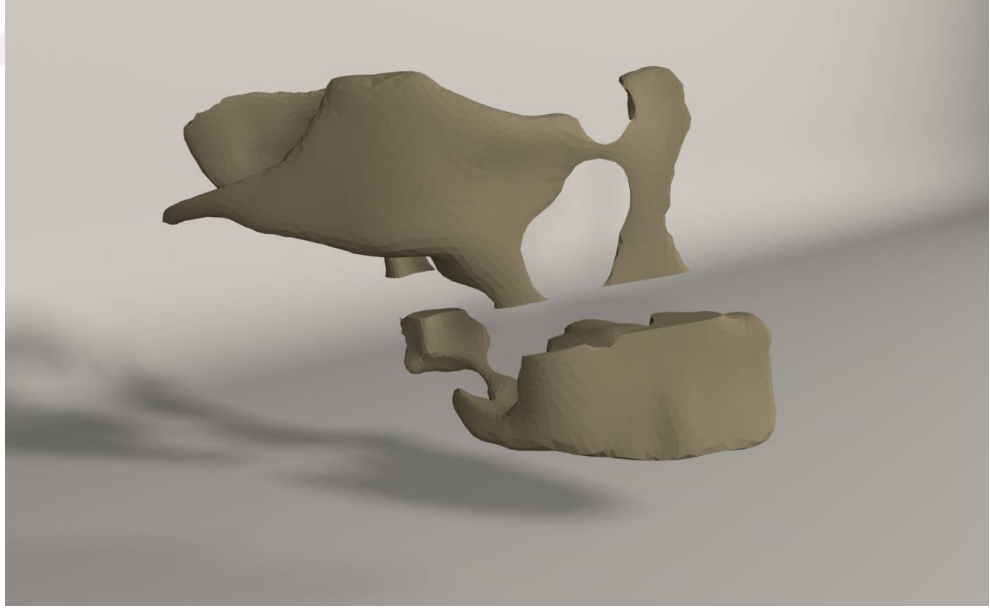
Şekil 3.12 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile klasik düz kesi uygulanan çalışma grubunda kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi.



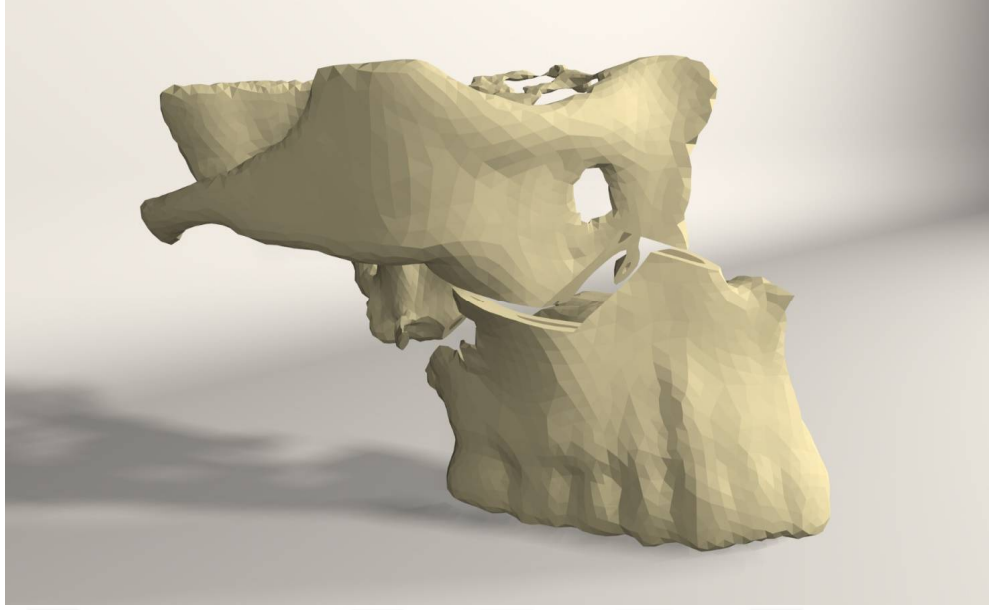
Şekil 3.13 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile klasik düz kesi uygulanan çalışma grubunda kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi.



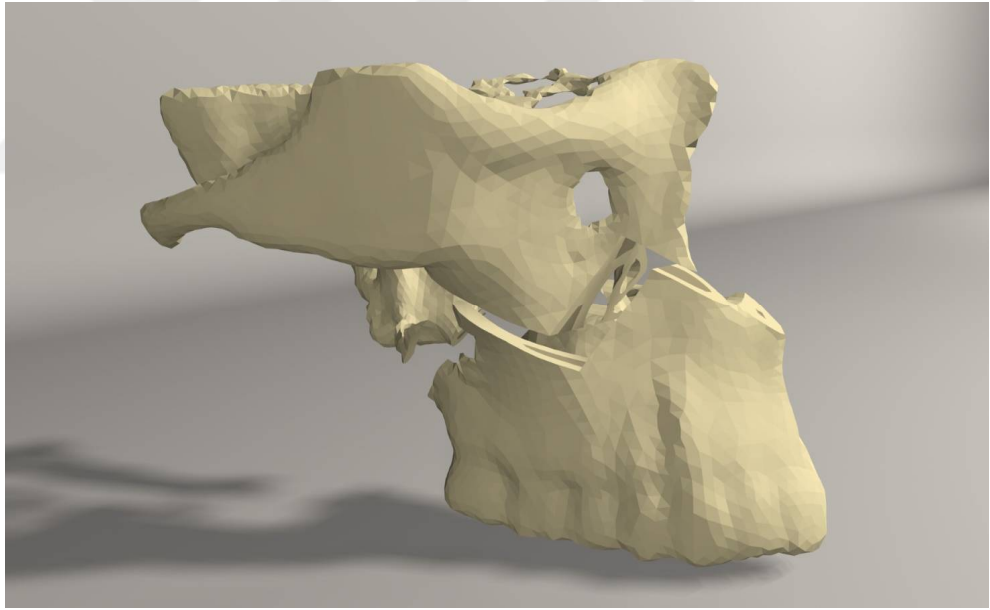
Şekil 3.14 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile klasik kesi uygulanıp segmentler arası greft konulan çalışma grubunda kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi.



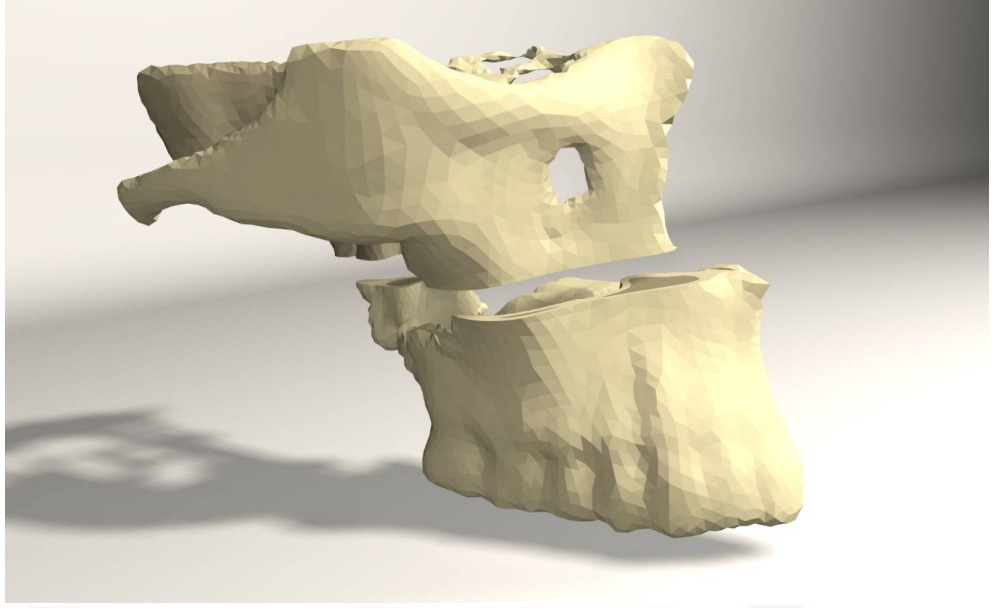
Şekil 3.15 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile klasik kesi uygulanıp segmentler arası greft konulan çalışma grubunda kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi.



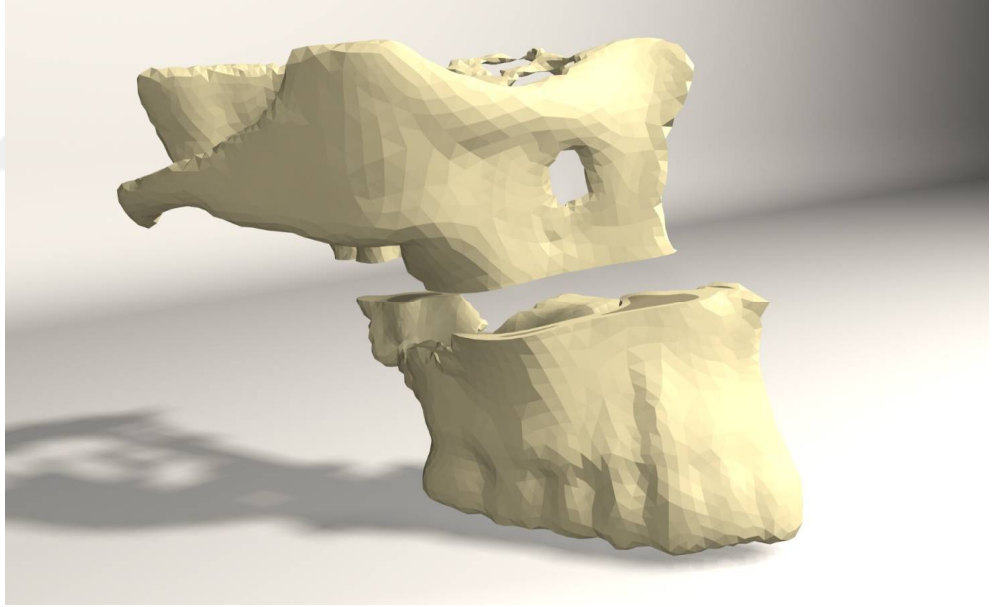
Şekil 3.16 : 5mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubu.



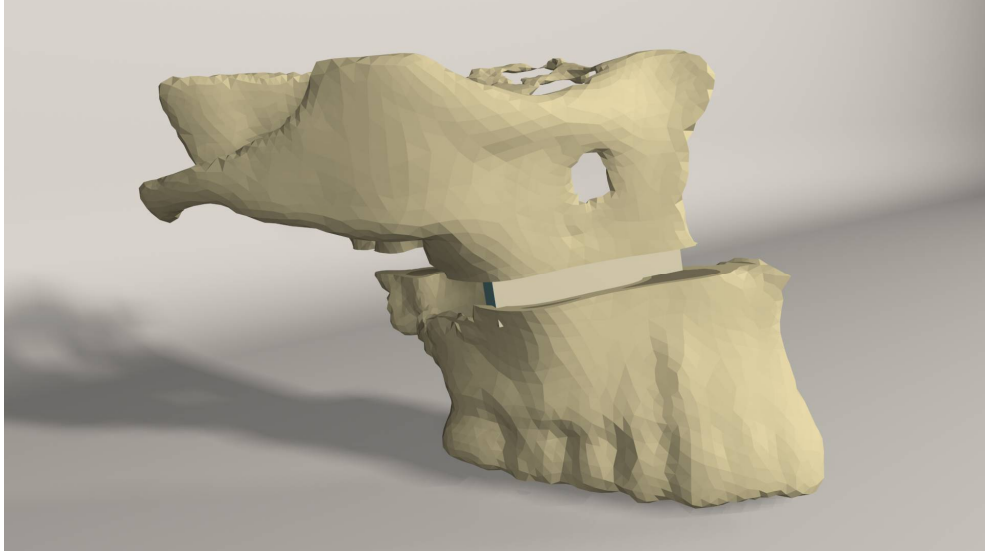
Şekil 3.17 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior yönde hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubu.



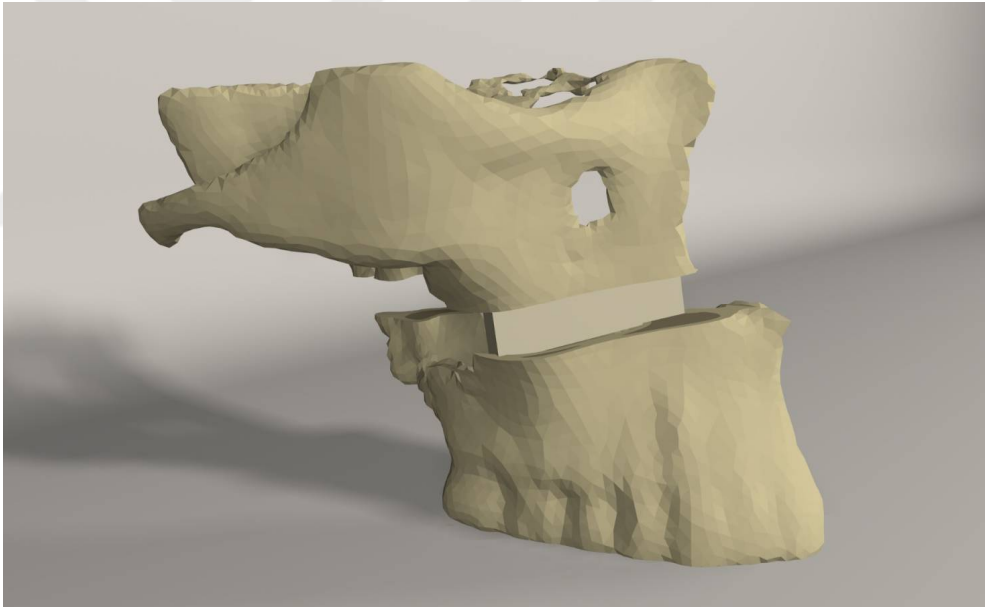
Şekil 3.18 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile klasik düz kesi uygulanan çalışma grubu.



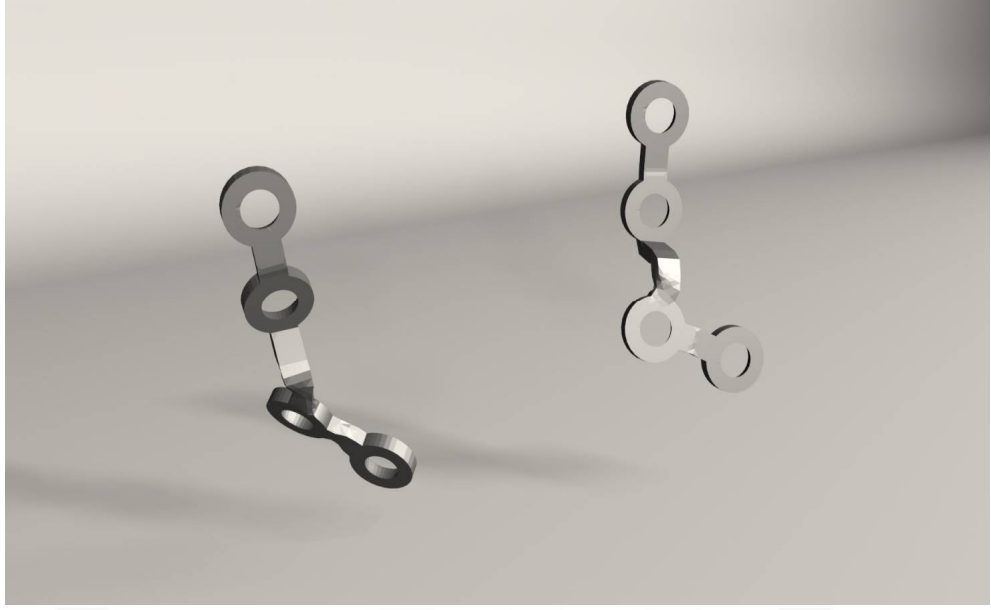
Şekil 3.19 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile klasik düz kesi uygulanan çalışma grubu.



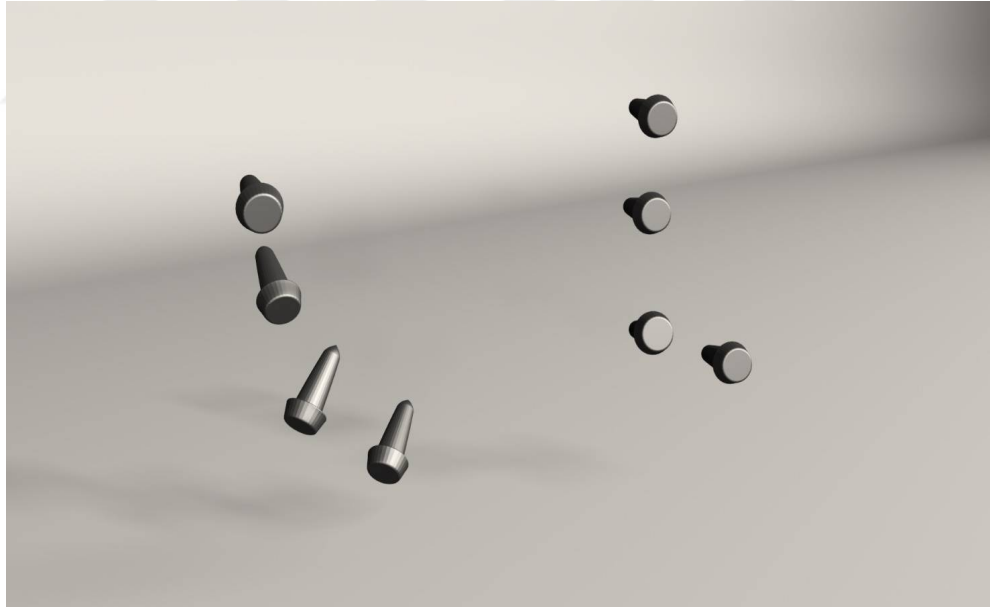
Şekil 3.20 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile klasik kesi uygulanıp segmentler arasına greft konulan çalışma grubu.



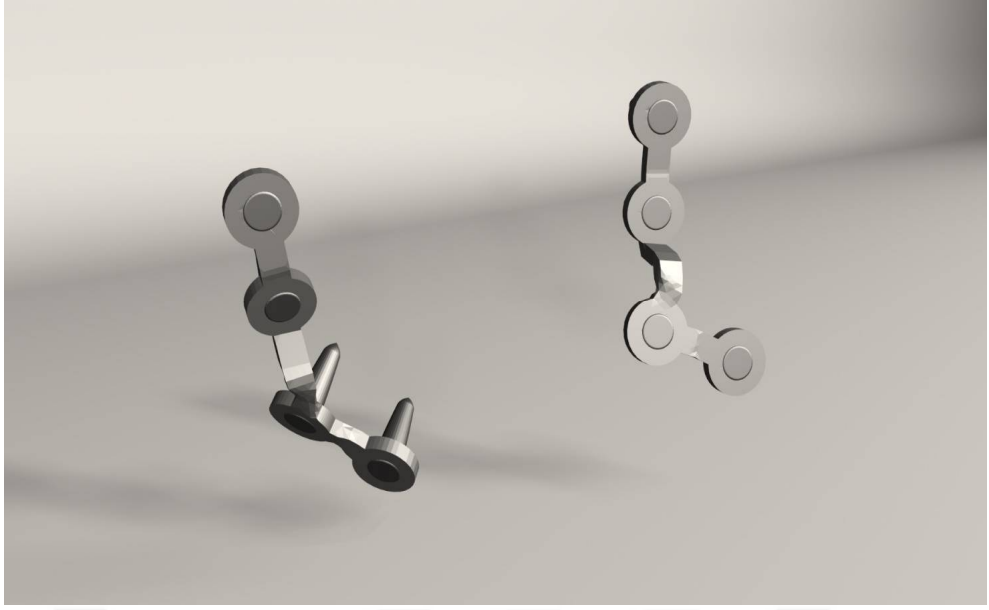
Şekil 3.21 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile klasik kesi uygulanıp segmentler arasına greft konulan çalışma grubu.



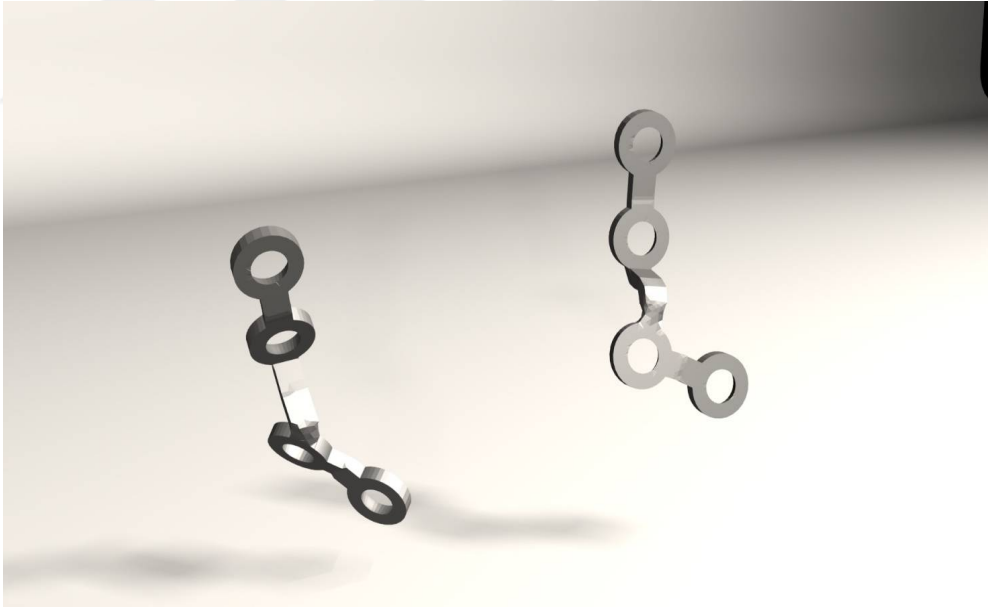
Şekil 3.22 : 5mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubuna uygulanan plakların uyumlandırılması.



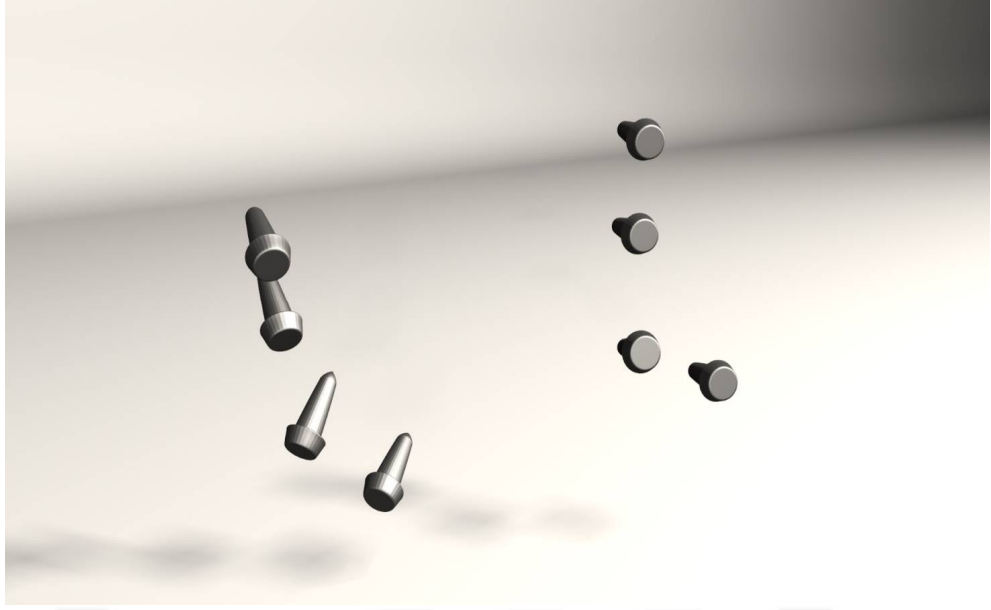
Şekil 3.23 : 5mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubuna vidaların uyumlandırılması.



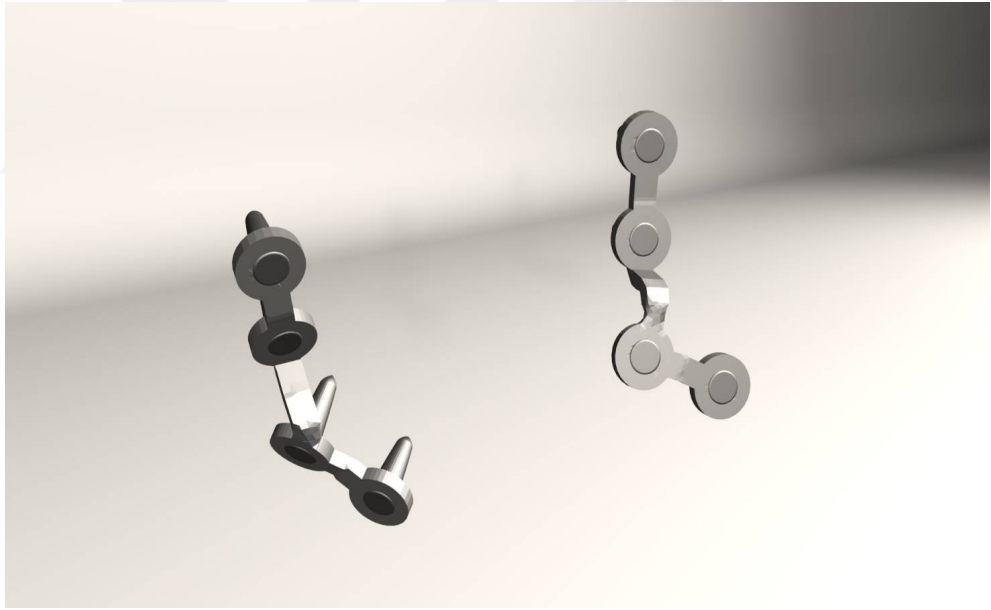
Şekil 3.24 : 5mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubunun plak ve vida ile fiksasyonunun uyumlandırılması.



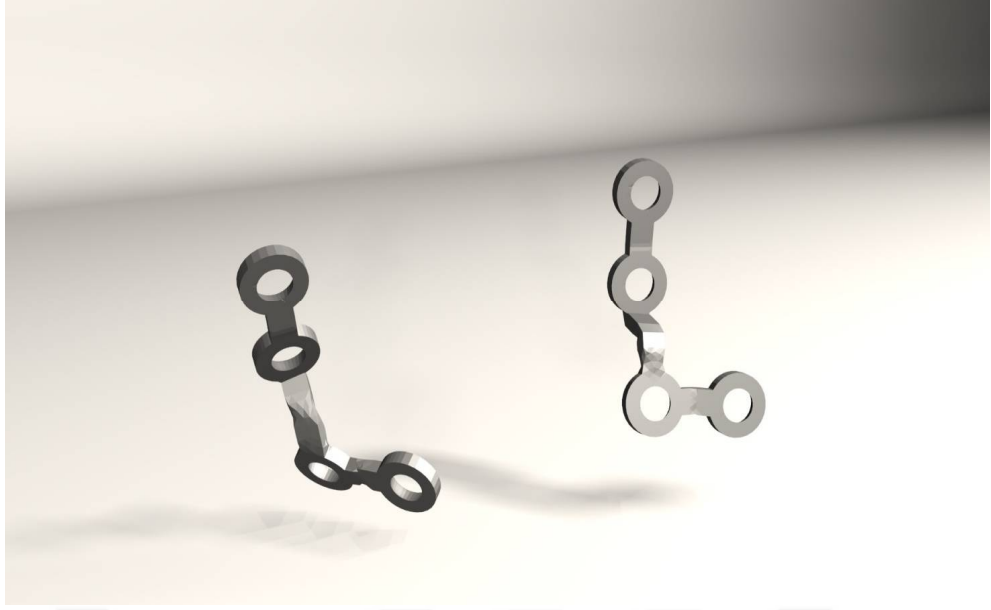
Şekil 3.25 : 5mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubuna uygulanan plakların uyumlandırılması.



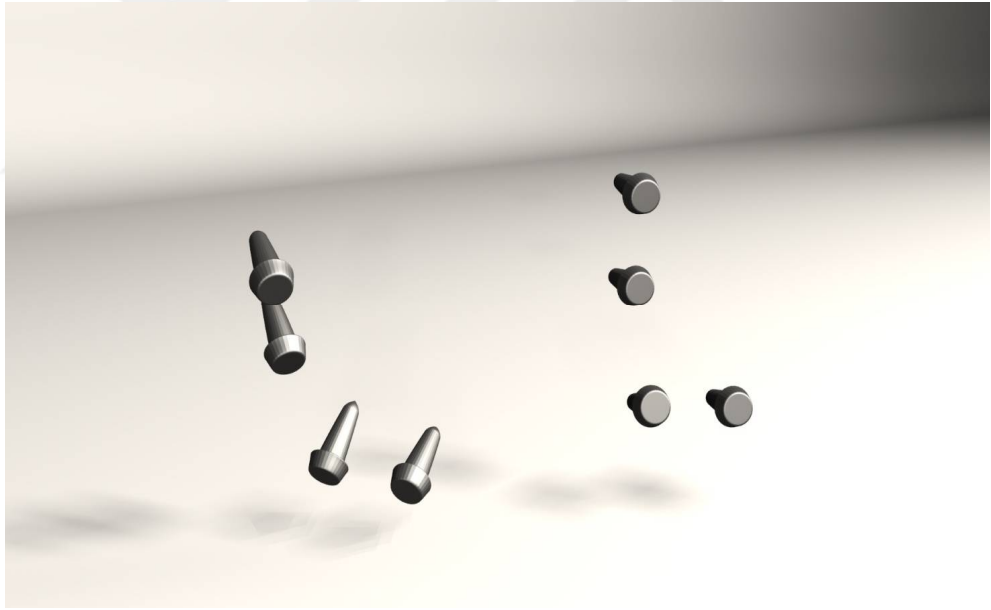
Şekil 3.26 : 5mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubuna vidaların uyumlandırılması.



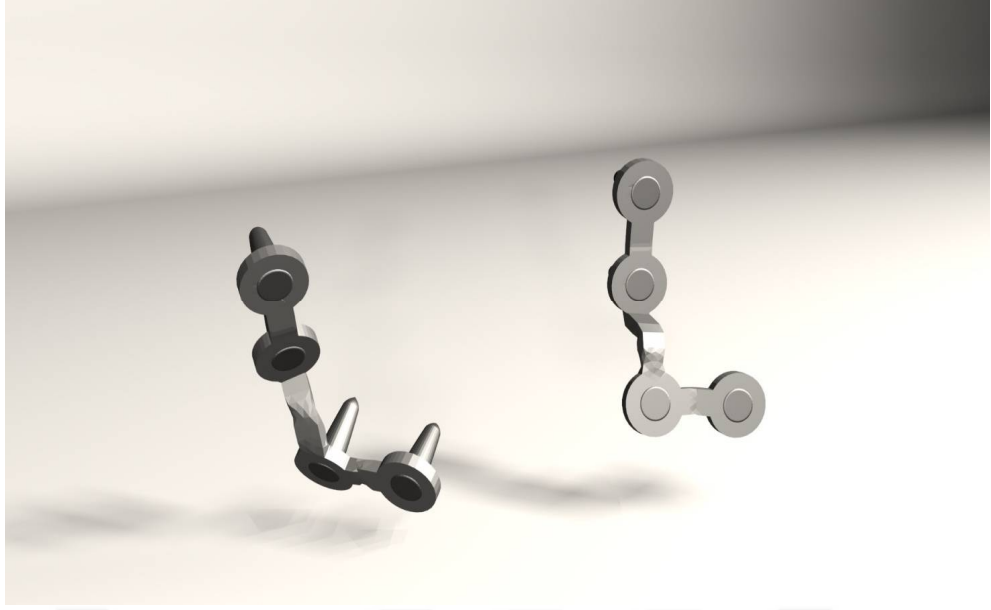
Şekil 3.27 : 5mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile M kesi uygulanan çalışma grubunun plak ve vida ile fiksasyonunun uyumlandırılması.



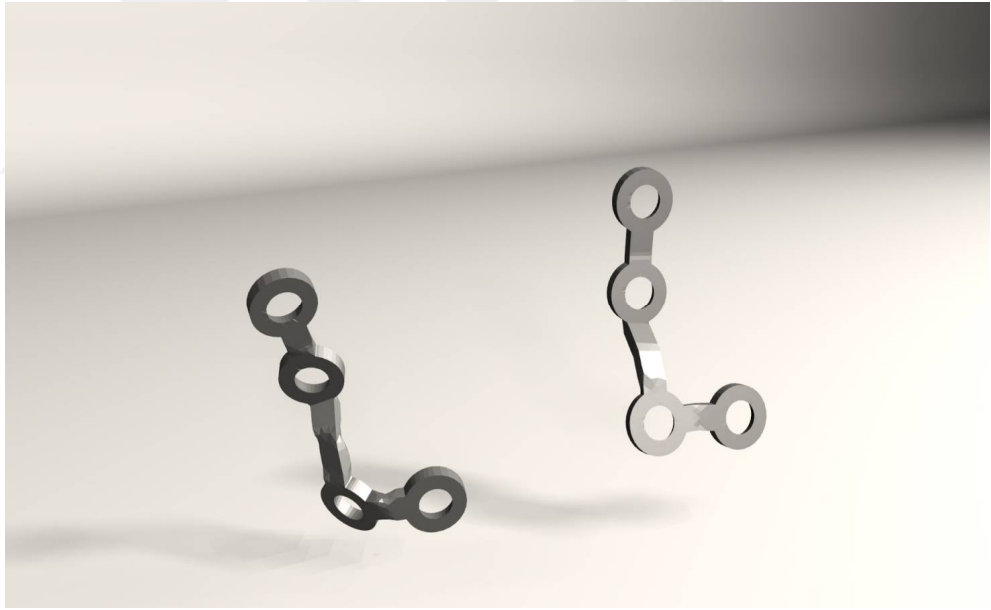
Şekil 3.28 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubuna plakların uyumlandırılması.



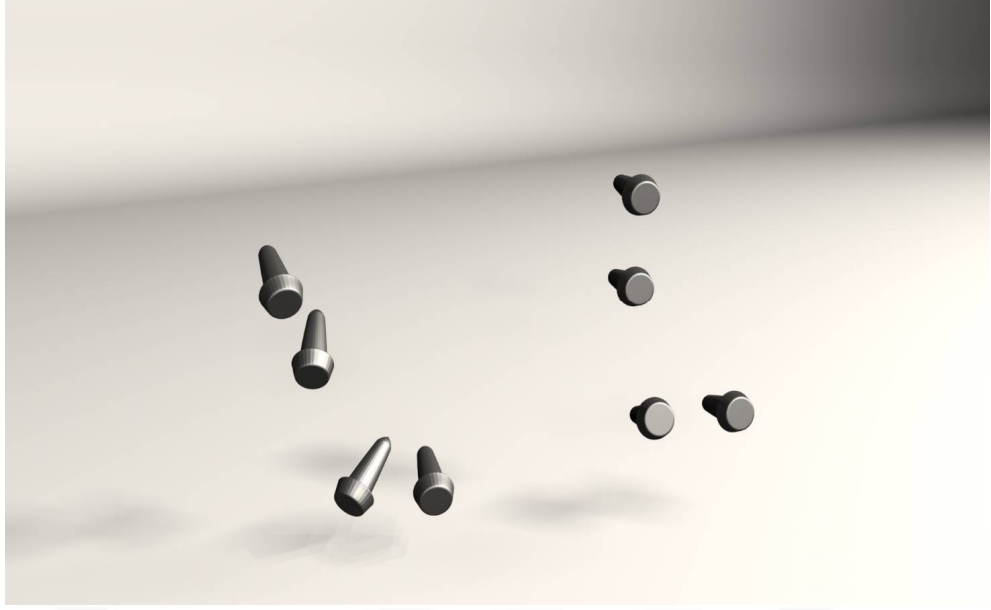
Şekil 3.29 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubuna vidaların uyumlandırılması.



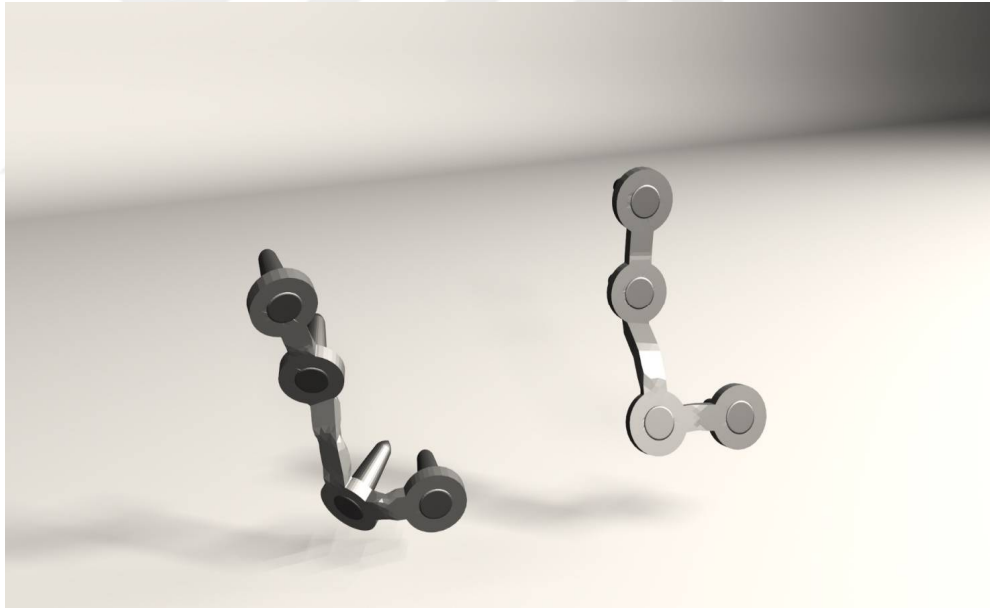
Şekil 3.30 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubuna plak ve vida fiksasyonunun uyumlandırılması.



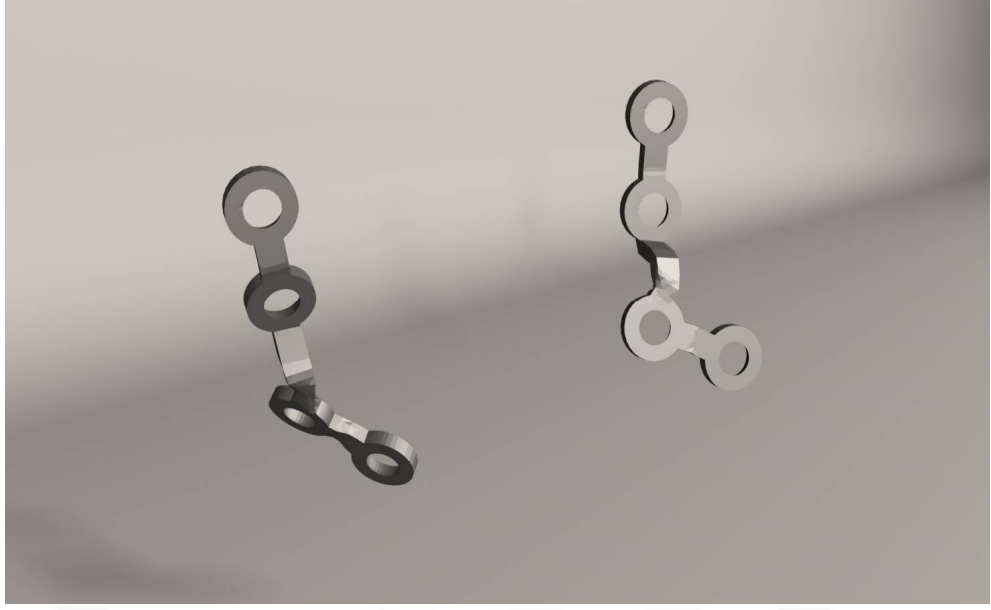
Şekil 3.31 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubuna plakların uyumlandırılması.



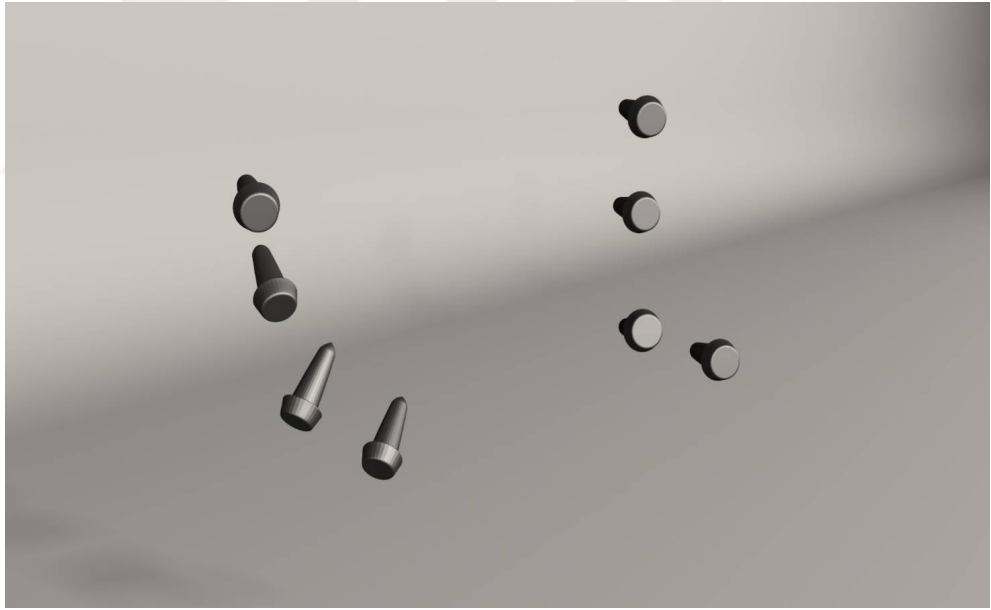
Şekil 3.32 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubuna vidaların uyumlandırılması.



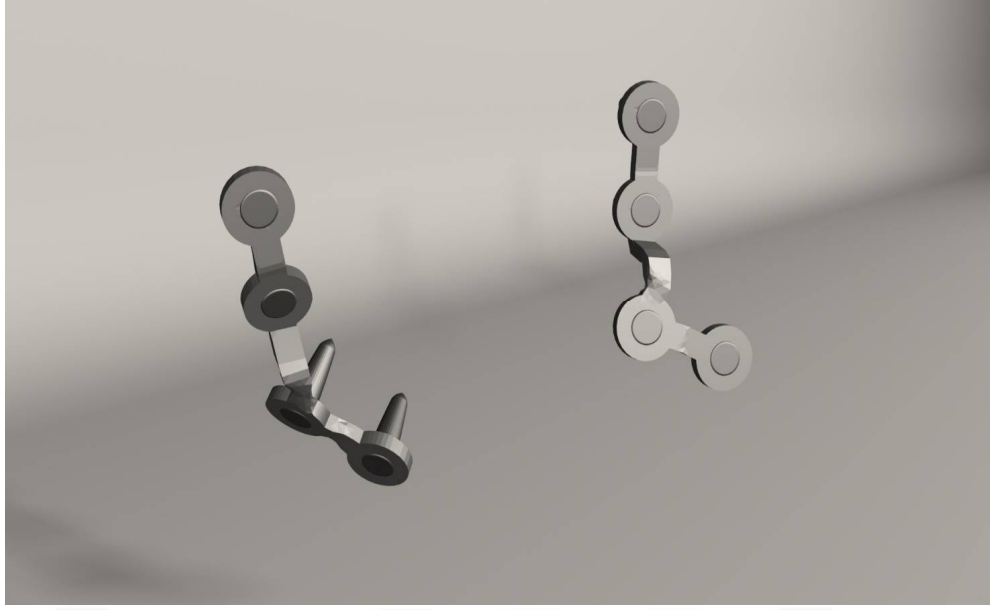
Şekil 3.33 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubuna plak ve vida fiksasyonunun uyumlandırılması.



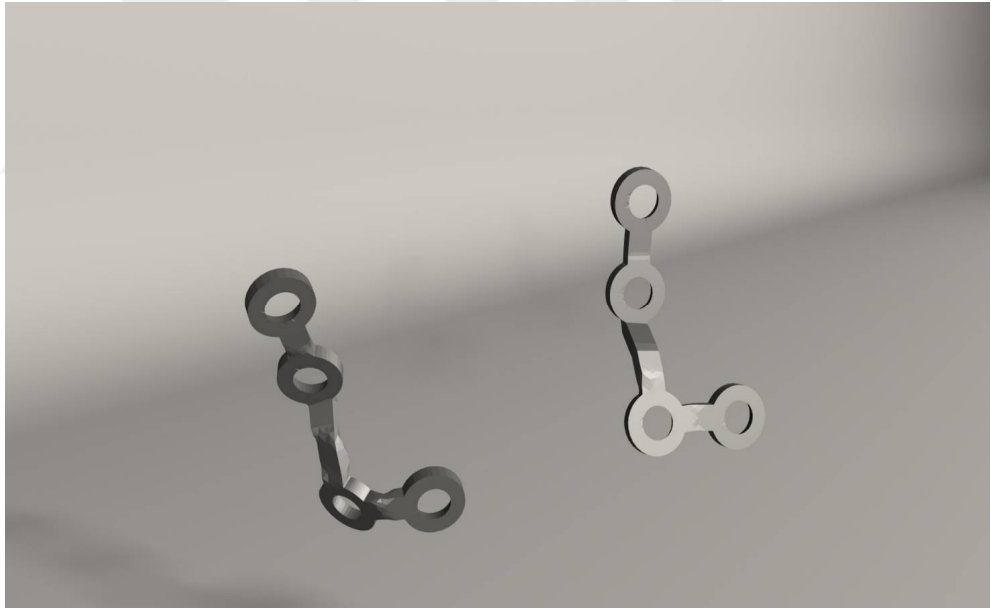
Şekil 3.34 : 5 mm maksiller ilerletme, 3mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubuna plakların uyumlandırılması.



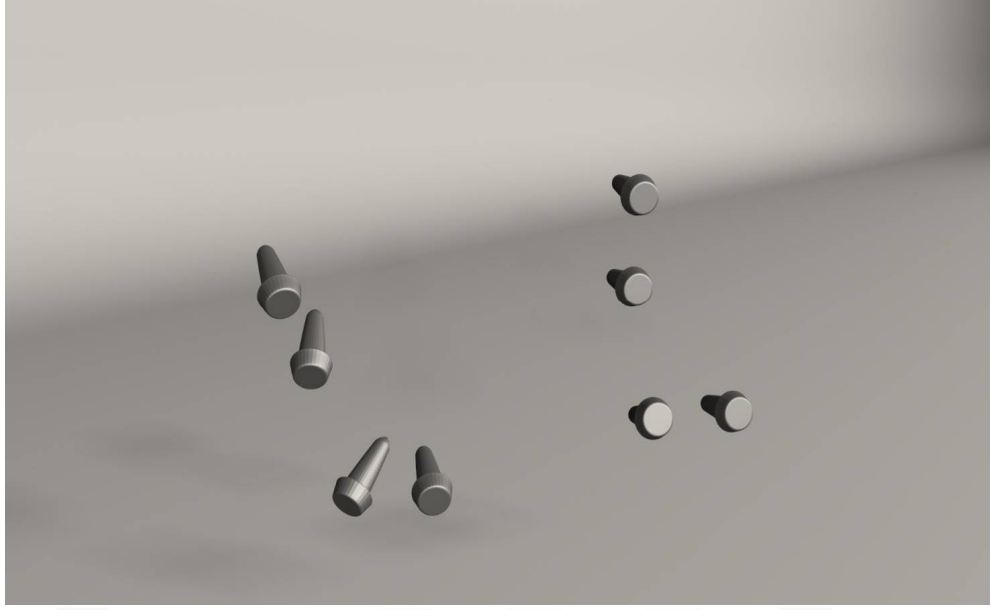
Şekil 3.35 : 5 mm maksiller ilerletme, 3mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubuna vidaların uyumlandırılması.



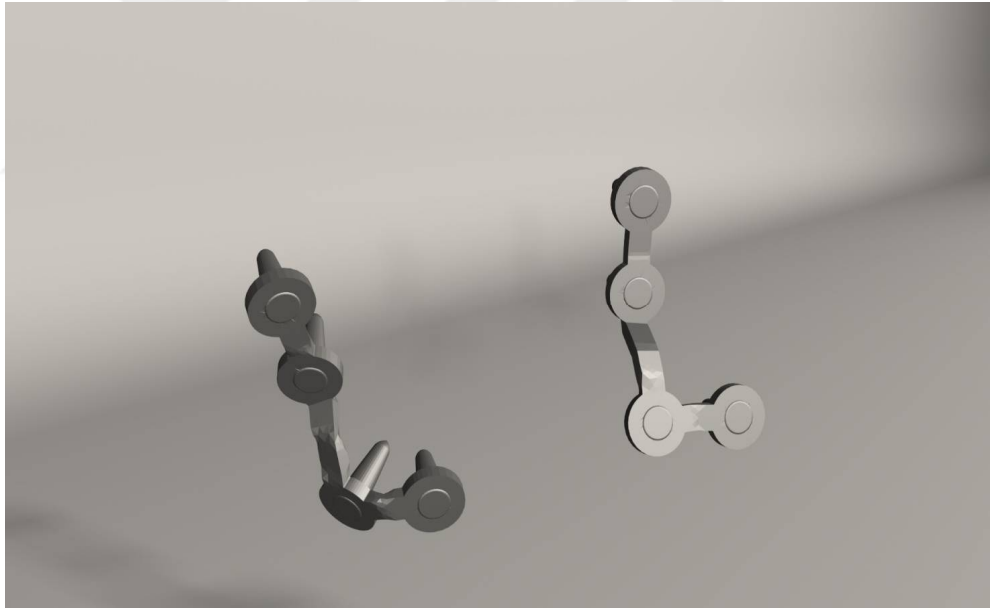
Şekil 3.36 : 5 mm maksiller ilerletme, 3mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubuna plak ve vida fiksasyonunun uyumlandırılması.



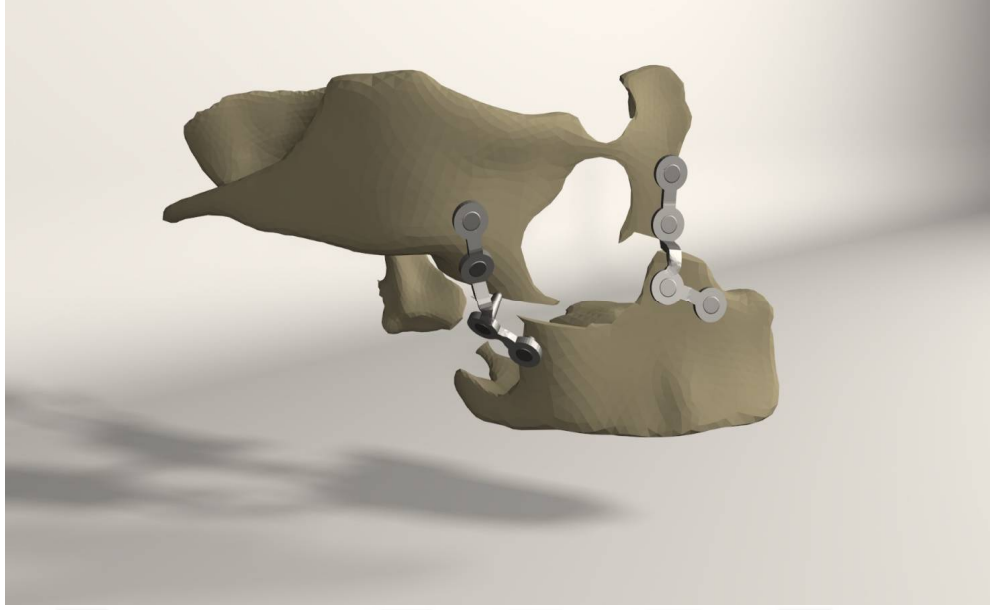
Şekil 3.37 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubuna plakların uyumlandırılması.



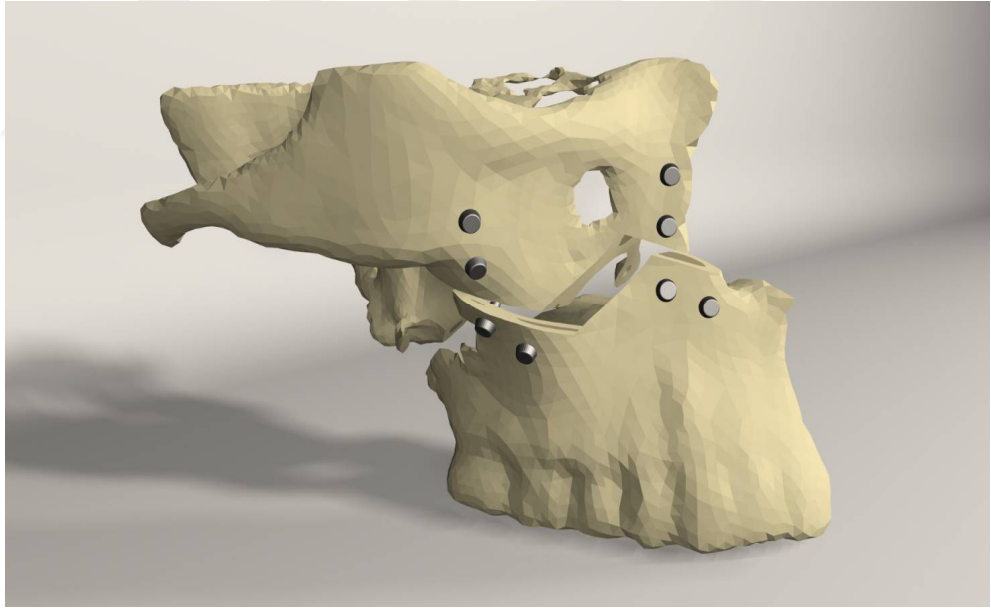
Şekil 3.38 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubuna vidaların uyumlandırılması.



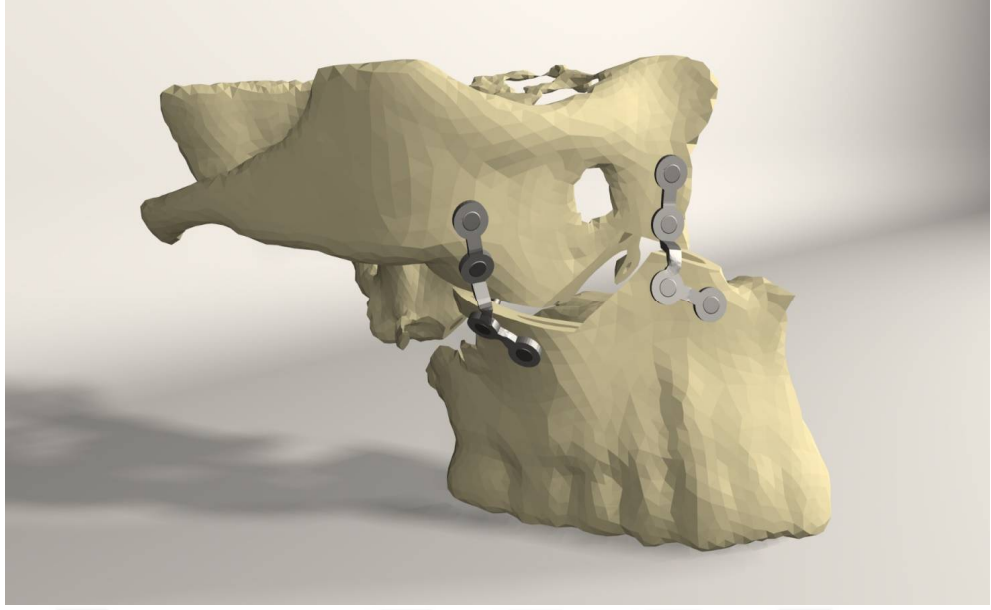
Şekil 3.39 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubuna plak ve vida fiksasyonunun uyumlandırılması.



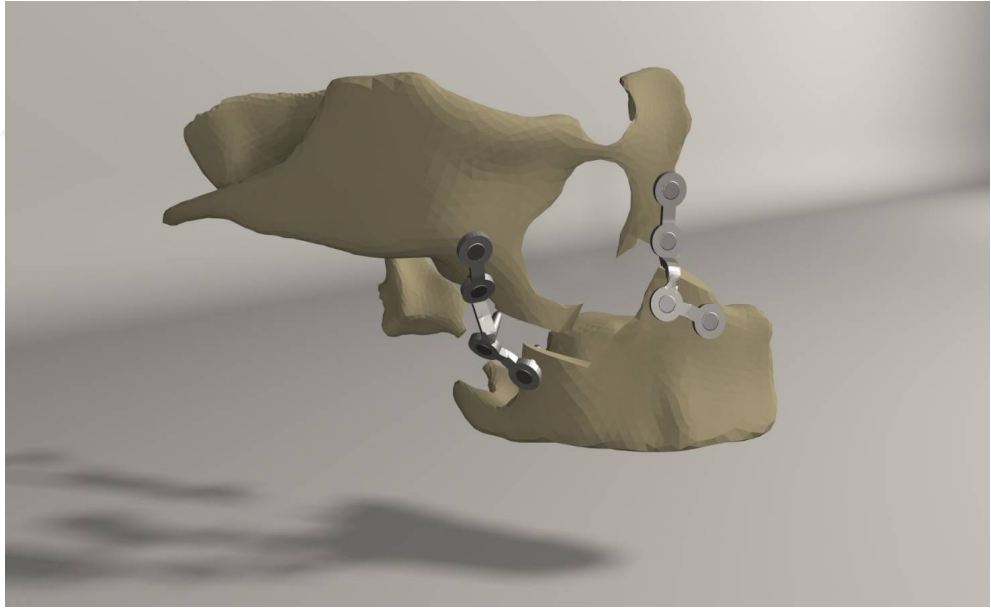
Şekil 3.40 : 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların spongioz kemikteki görünümü.



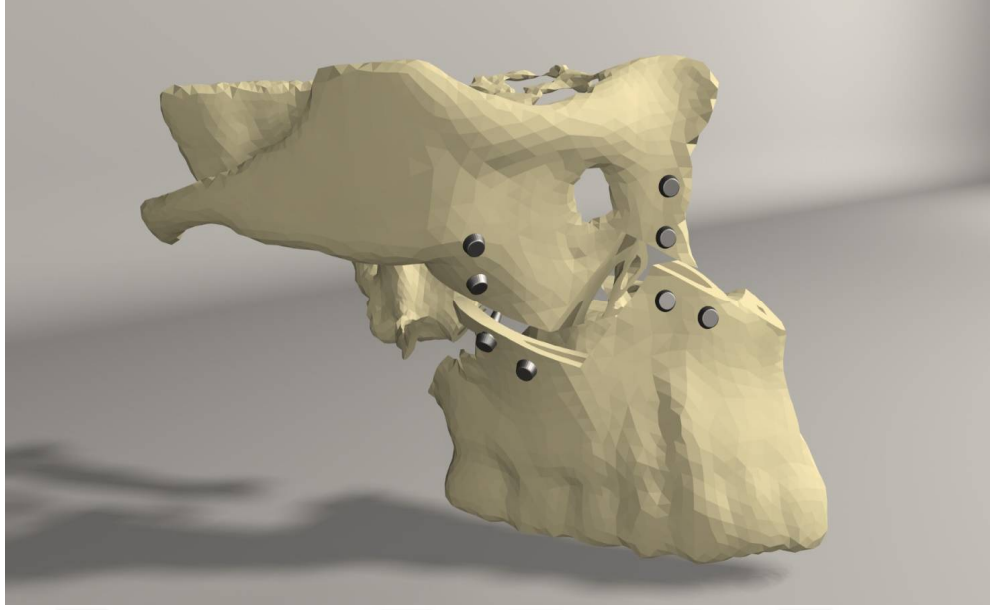
Şekil 3.41 : 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vidaların kortikal kemikteki yerleşimi.



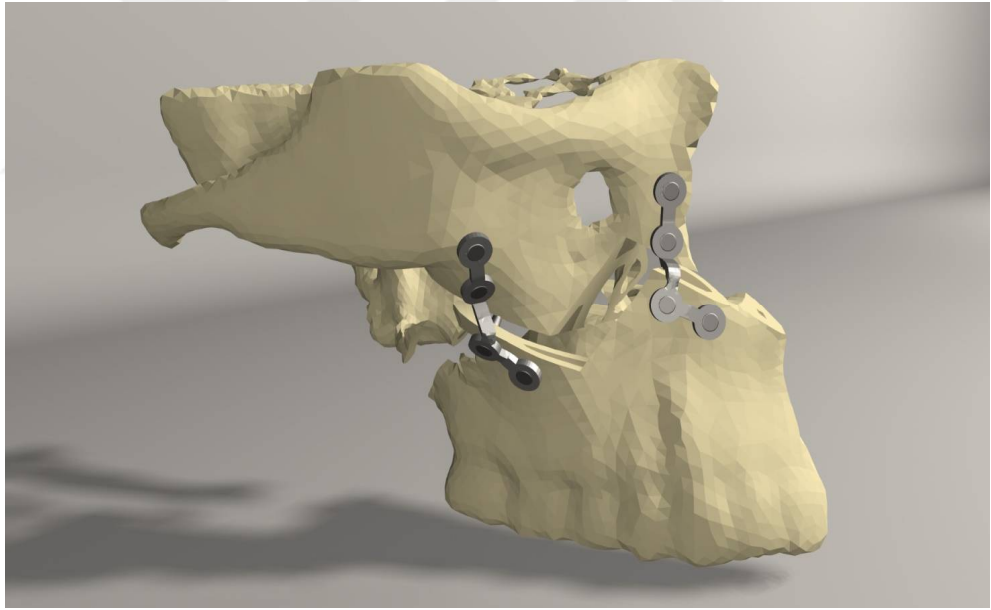
Şekil 3.42 : 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların maksilla modeline uygulanması.



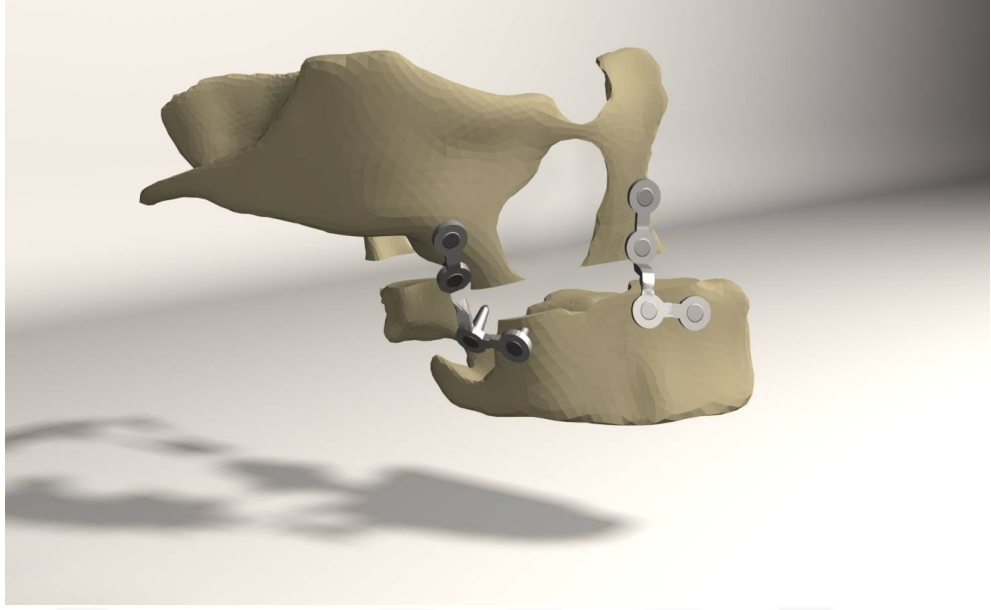
Şekil 3.43 : 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların spongiöz kemikteki görünümü.



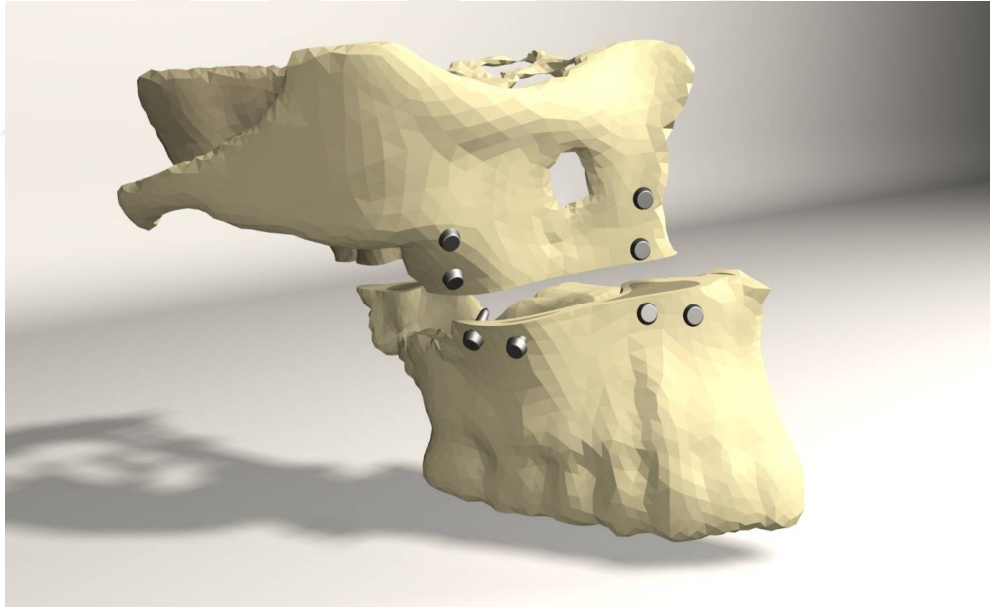
Şekil 3.44 : 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vidaların kortikal kemikteki yerleşimi.



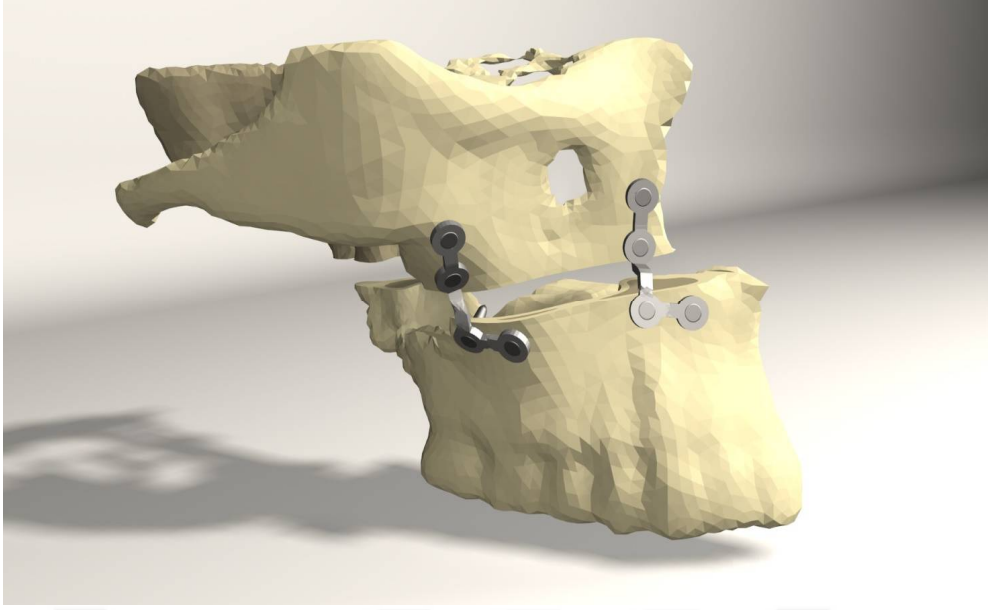
Şekil 3.45 : 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların maksilla modeline uygulanması.



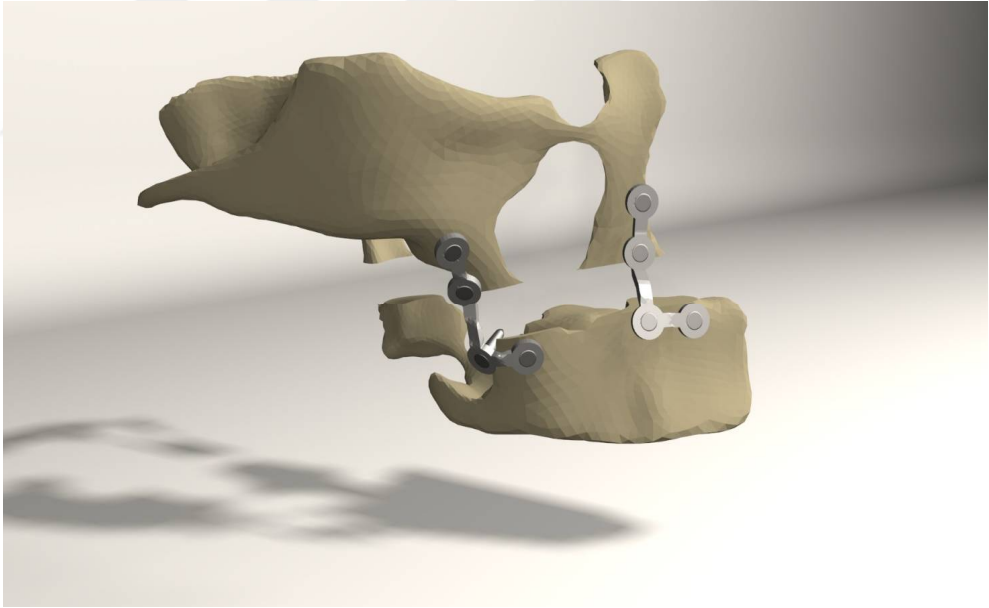
Şekil 3.46 : 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların spongioz kemikteki görünümü.



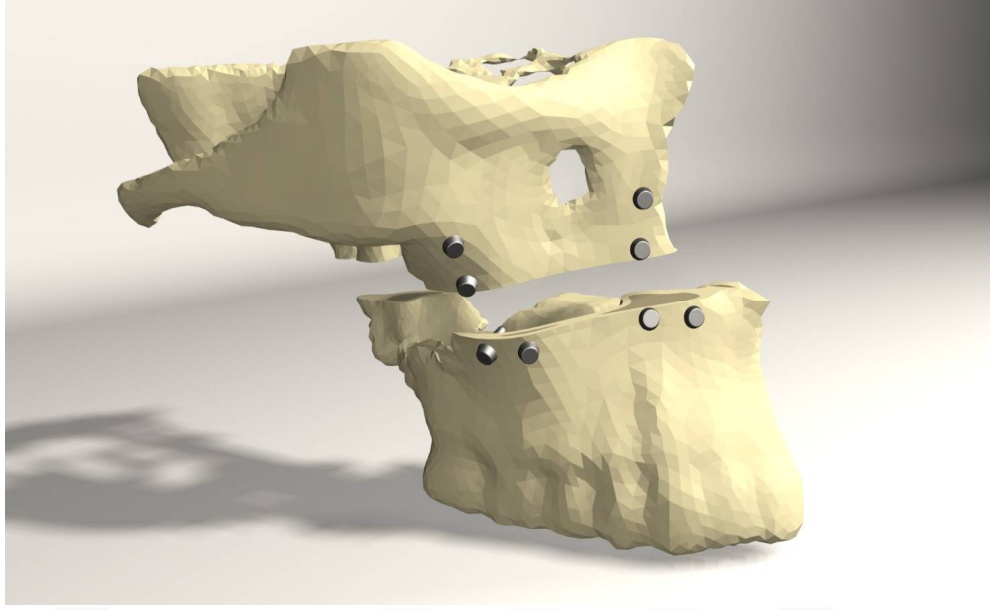
Şekil 3.47 : 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vidaların kortikal kemikteki yerleşimi.



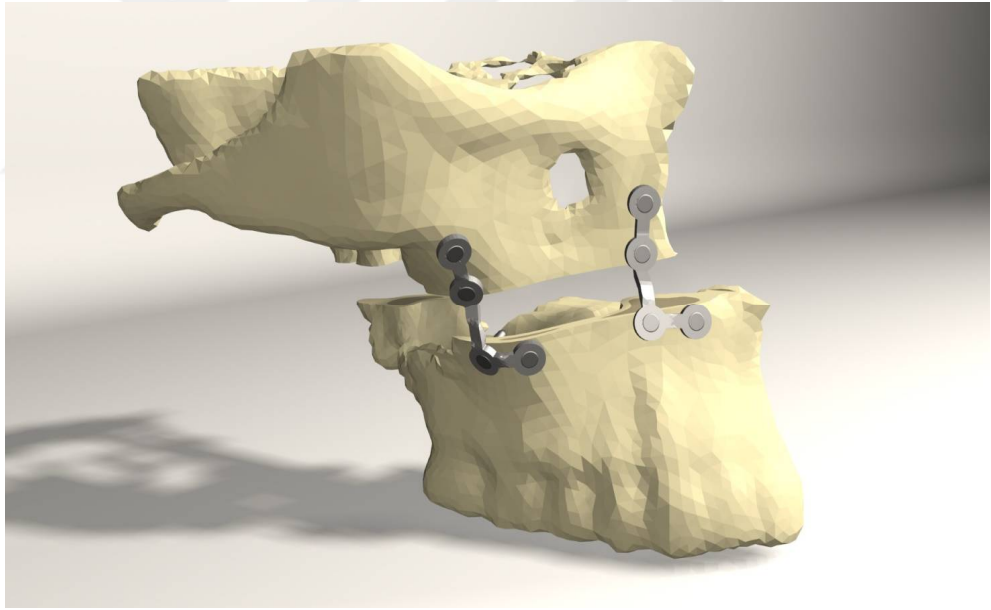
Şekil 3.48 : 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan gretsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların maksilla modeline uygulanması.



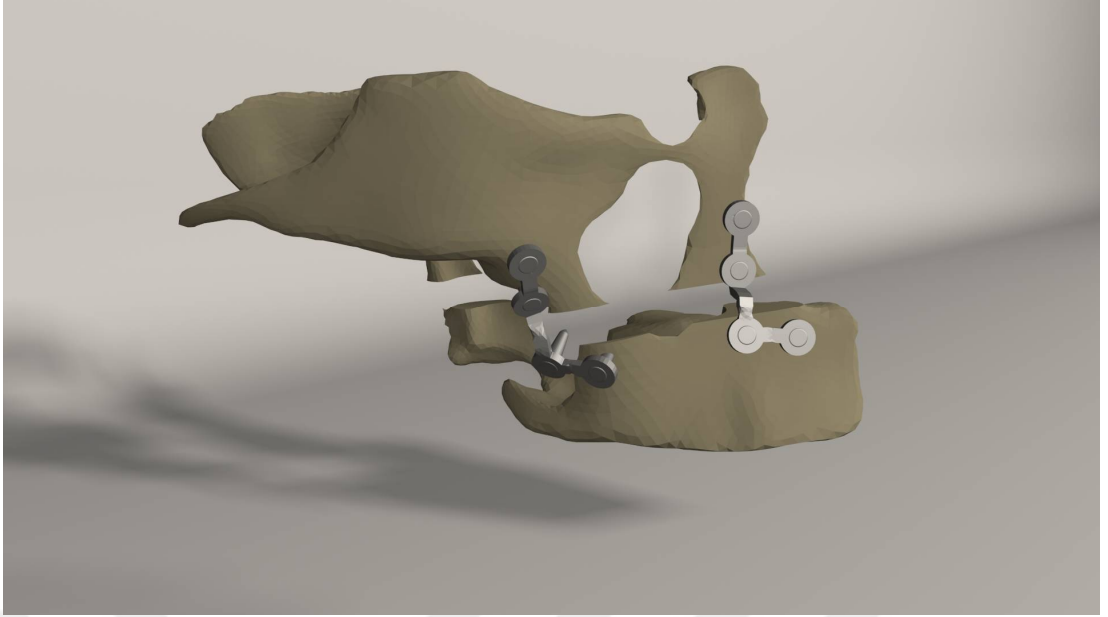
Şekil 3.49 : 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların spongioz kemikteki görünümü.



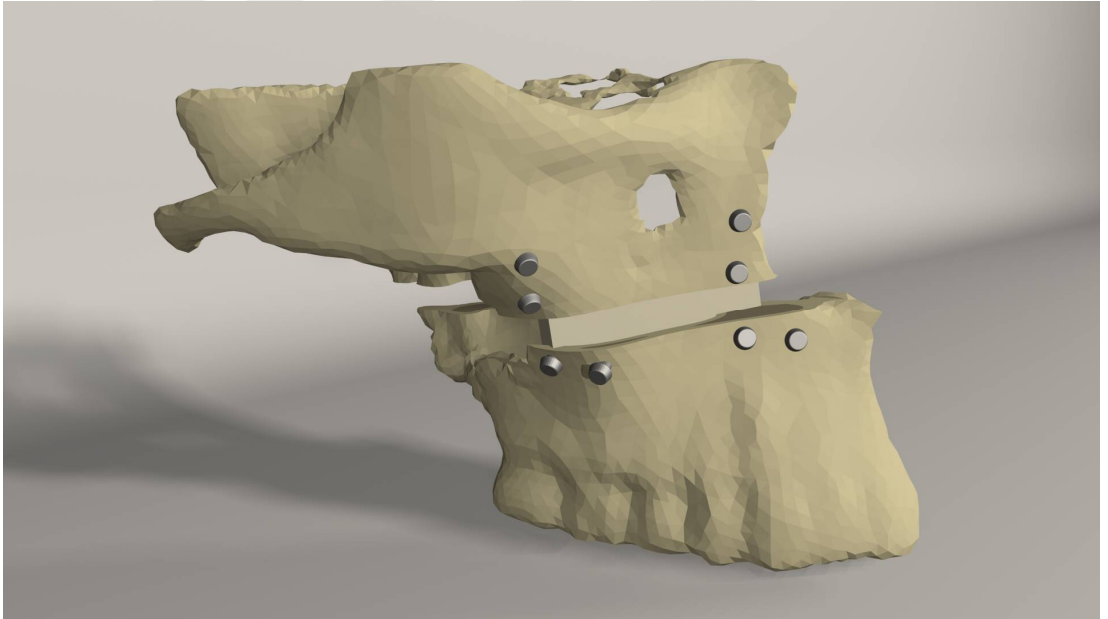
Şekil 3.50 : 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vidaların kortikal kemikteki yerleşimi.



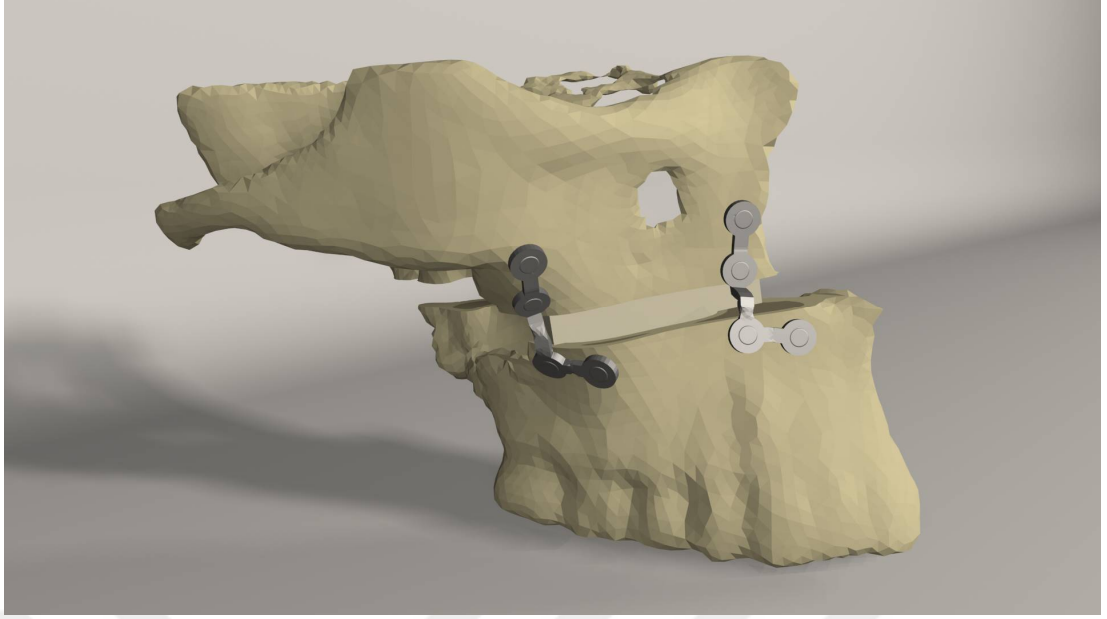
Şekil 3.51 : 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların maksilla modeline uygulanması.



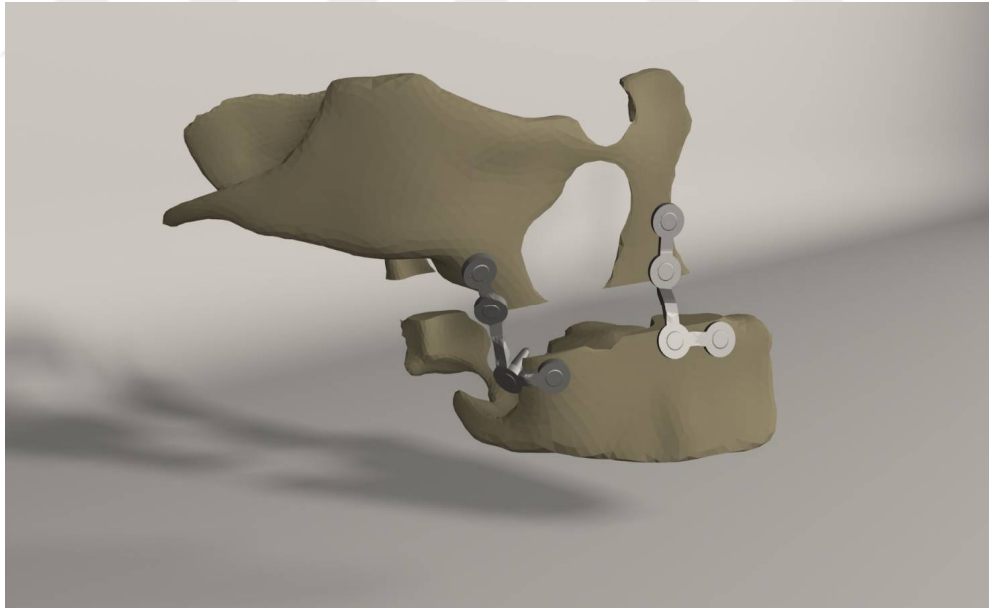
Şekil 3.52 : 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların spongiöz kemikteki görünümü.



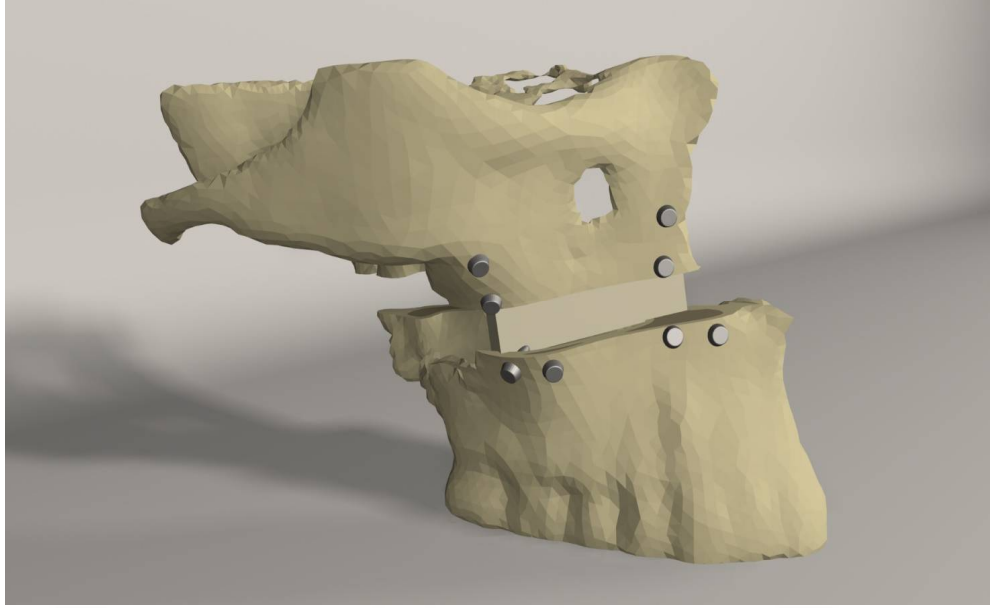
Şekil 3.53 : 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vidaların kortikal kemikteki yerleşimi.



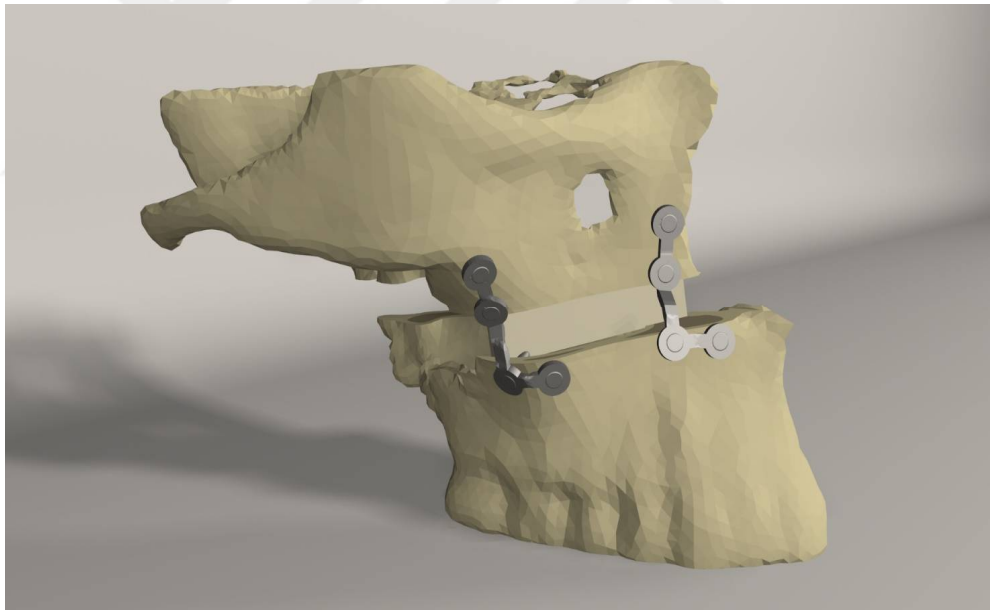
Şekil 3.54 : 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların maksilla modeline uygulanması.



Şekil 3.55 : 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların spongioz kemikteki görünümü.



Şekil 3.56 : 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vidaların kortikal kemikteki yerleşimi.

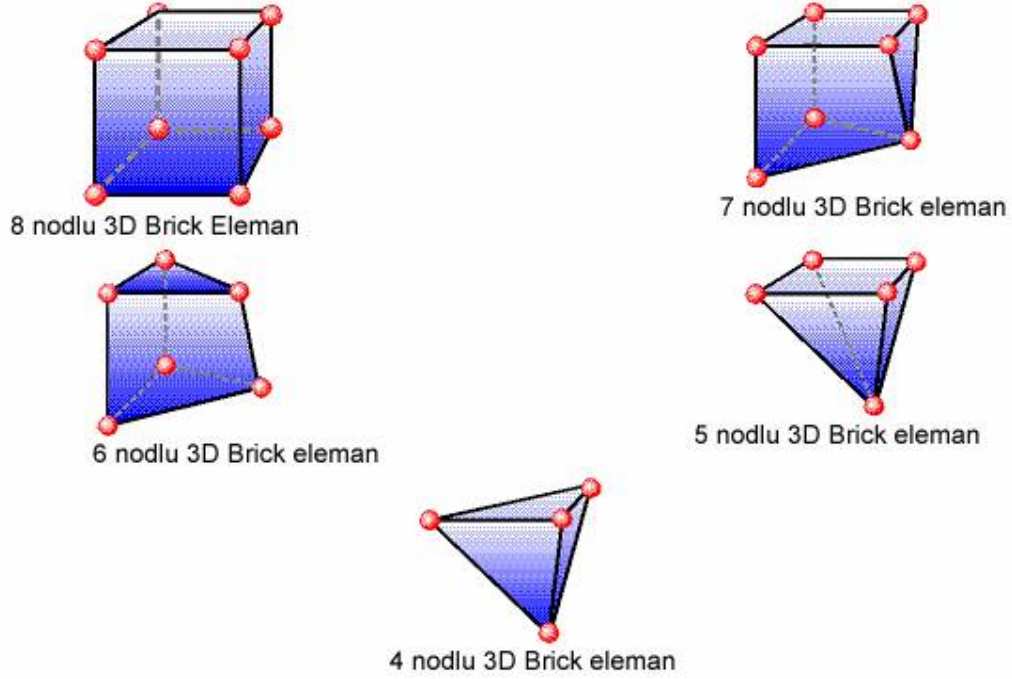


Şekil 3.57 : 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna uyumlandırılan vida ve plakların maksilla modeline uygulanması.

3.3 Eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi

Vida yerleşimleri yapıp ve plaklar ile vidaların fiksasyonu bilgisayar ortamında sağlandıktan sonra kemik dokular arasında ile fiksasyon sistemi arasında kuvvet iletiminin yapılması sağlandı.

Rhino programında yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modellere çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanıldı. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı.



Şekil 3.58 : Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sistemi.

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlar.

Maksilla modelimizdeki kortikal ve kansellöz kemik yapıları ile fiksasyon amaçlı kullandığımız plak ve vidalarla birlikte kemik greftinin mekanik özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edildi. Çalışma analizinde kullanılan materyallerin Young modülü ve poisson oranları Tablo 3.11’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1 : Young modülü ve poisson oranları.

	Young Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal	14800	0,3
Spongioz	1850	0,3
Plak	105000	0,33
Greft	12000	0,33

Çalışmamızda analizini gerçekleştirdiğimiz modellerin gerçeği yansıtabilmesi adına yüksek sayıda eleman kullanımı ile modelleme işlemleri uygulandı. Çalışmamızda kullandığımız modellerin eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.12’de gösterilmiştir.

Tablo 3.2 : Kullanılan modellerin çalışma grupları ve düğüm sayıları.

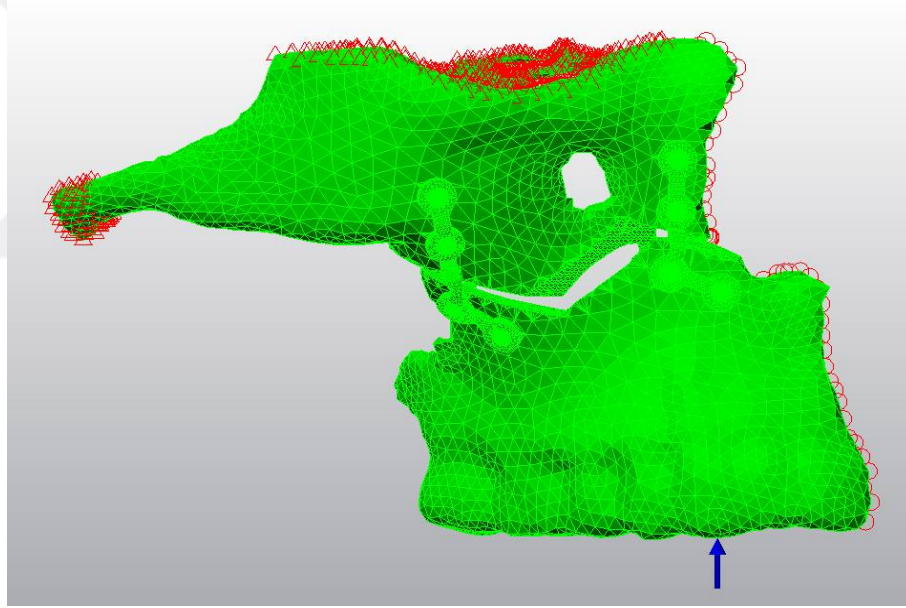
Çalışma Grubu	Eleman Düğüm (Node) Sayısı
Maksillaya 5 mm ileri ve 3 mm aşağı hareket uygulanan M osteotomi grubu	Number of nodes = 68699 Number of elements = 260324
Maksillaya 5 mm ileri ve 5 mm aşağı hareket uygulanan M osteotomi grubu	Number of nodes = 70295 Number of elements = 268641
Maksillaya 5 mm ileri ve 3 mm aşağı hareket uygulanan greftsiz düz osteotomi grubu	Number of nodes = 70904 Number of elements = 279579
Maksillaya 5 mm ileri ve 5 mm aşağı hareket uygulanan greftsiz düz osteotomi grubu	Number of nodes = 70183 Number of elements = 275298
Maksillaya 5 mm ileri ve 3 mm aşağı hareket uygulanan greftli düz osteotomi grubu	Number of nodes = 73245 Number of elements = 287679
Maksillaya 5 mm ileri ve 5 mm aşağı hareket uygulanan greftli düz osteotomi grubu	Number of nodes = 73290 Number of elements = 286286

Çalışmada kullanılan modeller, X Y Z eksenlerinde rotasyon ve deplasmanı engelleyecek biçimde fikse edildi. Çalışma modellerimizde, osteotomize segmente iki yönde (vertikal ve oblik) kuvvet olacak şekilde; anterior çigneme kuvvetlerini simule etmek için kanin dişi hizasından, posterior çigneme kuvvetlerini simule etmek için birinci büyük azı dişi hizasından oklüzal kuvvetler simule edildi. Kuvvetin yönü vertikal ve oblik olacak şekilde oklüzal düzleme dik tasarlandı; oblik kuvvet uygulanması esnasında dişlerin insizal yüzeyleri ile dişlerin uzun akslarının birbiriyle 60° açı oluşturacağı şekilde kuvvet uygulaması tasarlandı. Çalışma modellerine uygulanan tüm yüklemelerin statik kuvvet şeklinde olduğu kabul edildi.

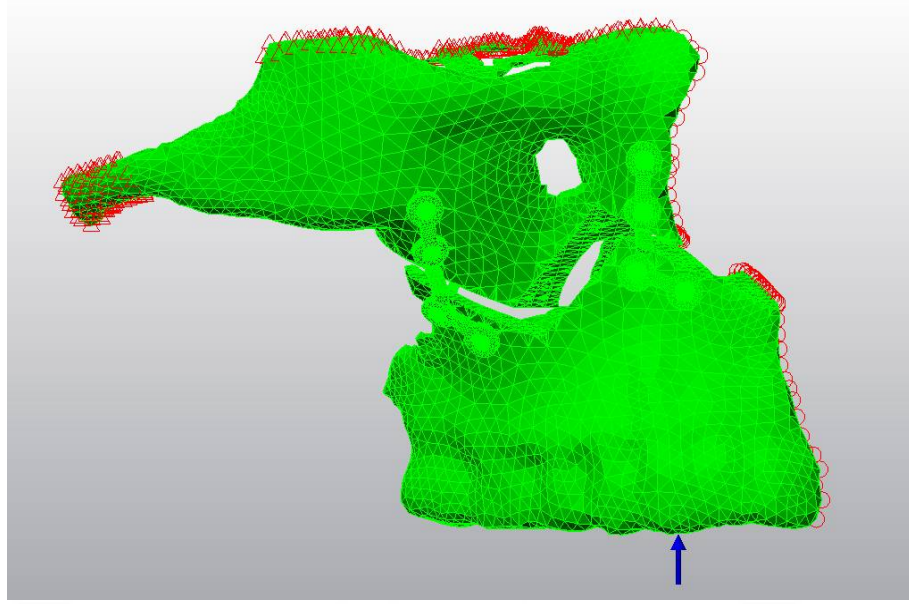
Modellerde oluşan streslerin hesaplanmasında Algor Fempro sonlu eleman yazılımı kullanıldı. Kemik doku üzerindeki ve fiksasyonlardaki stres dağılımları hesaplanıp şematize edildi. Farklı osteotomi yöntemlerinin gerçekleştirildiği maksiller Le Fort I kesilerde, kemik plak ve vidalarda oluşan stres alanları belirlendi. Kemik yapıdaki stres dağılım değerlendirilmesi yapılırken maksimum principal (Pmax) ve minimum principal (Pmin) streslere bakıldı. Plak ve vidalardaki stres dağılım değerlendirilmesinde Von Mises stres değerlerine bakıldı. Meydana gelen tüm stres değerleri MPa (N/mm²) birimiyle gösterildi.

3.4 Sınır ve yükleme koşulları

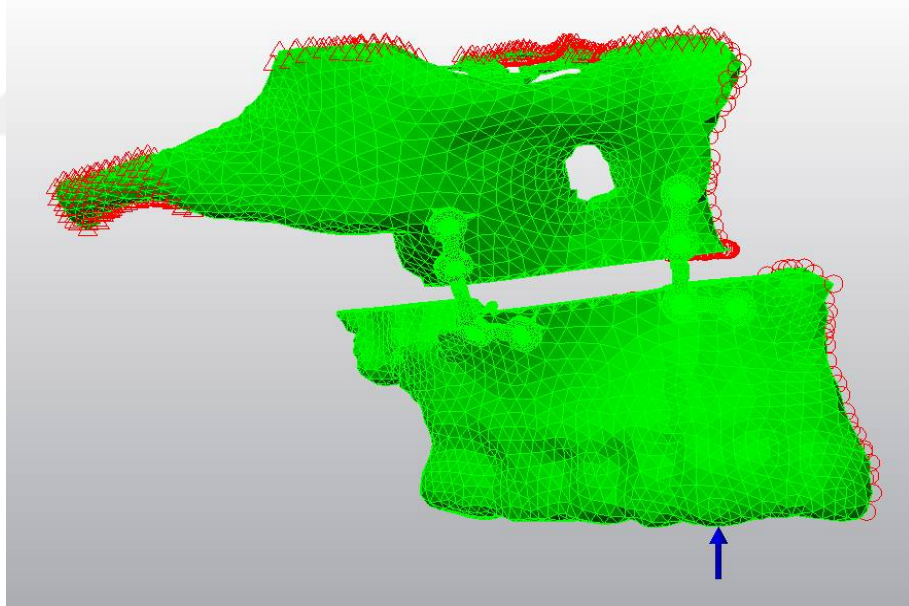
Model üst çene kondil bölgesi ve orbita alt sınırını da içine alacak şekilde, osteotomi hattının üst parçasının her yüzeyinden her açıda, DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi.



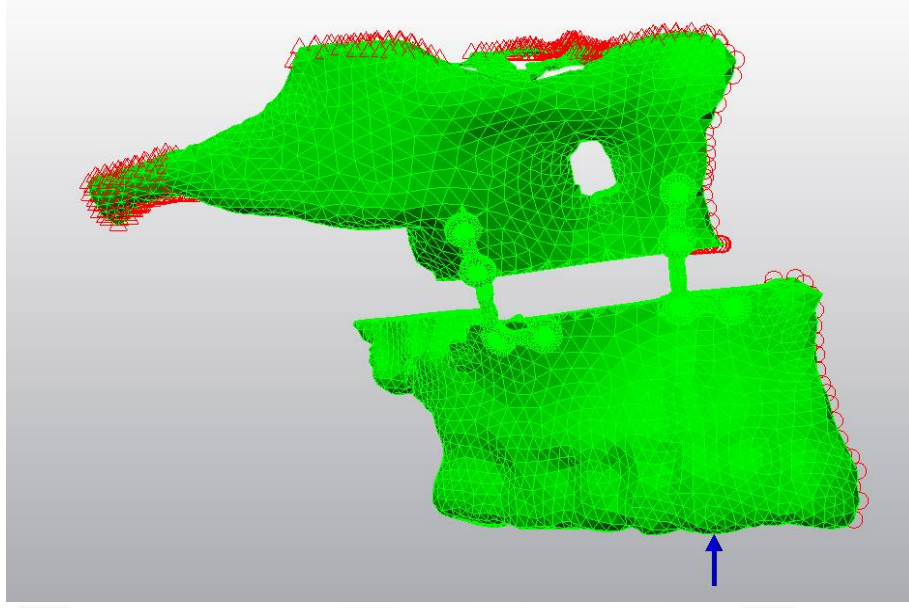
Şekil 3.59 : 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna ait modelin sınır koşullarının tayini ve kanin bölgeden vertikal kuvvet uygulanması.



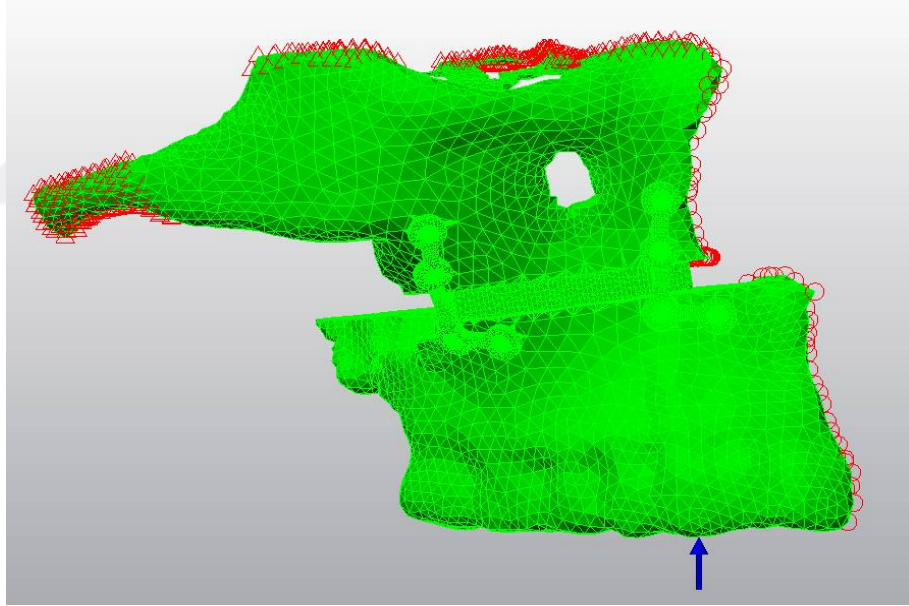
Şekil 3.60 : 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan M kesi yapılmış çalışma grubuna ait modelin sınır koşullarının tayini ve kanin bölgeden vertikal kuvvet uygulanması



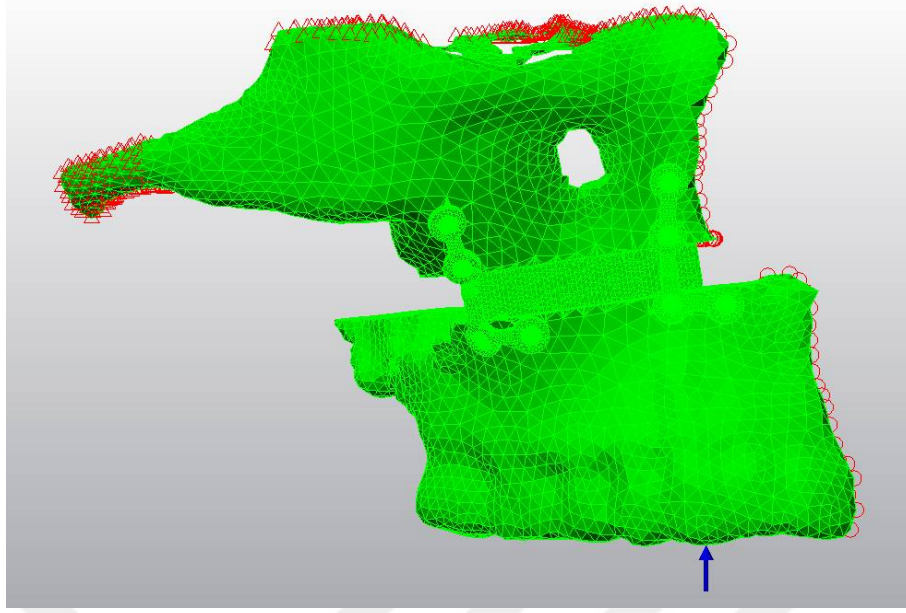
Şekil 3.61 : 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna ait modelin sınır koşullarının tayini ve kanin bölgeden vertikal kuvvet uygulanması.



Şekil 3.62 : 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi yapılmış çalışma grubuna ait modelin sınır koşullarının tayini ve kanin bölgeden vertikal kuvvet uygulanması.



Şekil 3.63 : 5 mm maksiller ilerletme 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna ait modelin sınır koşullarının tayini ve kanin bölgeden vertikal kuvvet uygulanması.



Şekil 3.64 : 5 mm maksiller ilerletme 5 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi yapılmış çalışma grubuna ait modelin sınır koşullarının tayini ve kanin bölgeden vertikal kuvvet uygulanması.

Çalışmada kullanılan modeller, X Y Z eksenlerinde rotasyon ve deplasmanı engelleyecek biçimde fikse edildi. Çalışma modellerimizde, osteotomize segmente iki yönde (vertikal ve oblik) kuvvet olacak şekilde; anterior çiğneme kuvvetlerini simule etmek için kanin dişi hizasından, posterior çiğneme kuvvetlerini simule etmek için birinci büyük azı dişi hizasından oklüzal kuvvetler uygulandı. Maksillada kanin bölgesinde kanin diş hizasından ve molar bölgede molar diş hizasından 100 N büyüklüğünde vertikal ve oblik kuvvet oklüzal düzleme dik uygulanmış olup oblik kuvvet uygulanması esnasında dişlerin insizal yüzeyleri ile dişlerin uzun akslarının birbiriyle 60° açı oluşturacağı şekilde kuvvet uygulandı. Çalışma modellerine uygulanan tüm yüklemelerin statik kuvvet şeklinde olduğu kabul edildi. Uygulanan kuvvetler, çiğneme paternini taklit edebilmek adına hem kanin bölgesinden hem de molar bölgeden vertikal ve oblik olacak şekilde uygulandı.

Modellerde oluşan streslerin hesaplanmasında Algor Fempro sonlu eleman yazılımı kullanıldı. Kemik doku üzerindeki ve fiksasyon sistemindeki (vida ve plaklar) stres dağılımları hesaplanıp şematize edildi. Farklı osteotomi yöntemlerinin gerçekleştirildiği maksiller Le Fort I kesilerde, kemik plak ve vidalarda oluşan stres alanları belirlendi. Kemik yapıdaki stres dağılım değerlendirilmesi yapılırken maksimum principal (Pmax) ve minimum principal (Pmin) streslere bakıldı. Plak ve

vidalardaki stres dağılım değerlendirilmesinde Von Mises stres değerlerine bakıldı. Meydana gelen tüm stres değerleri MPa(N/mm²) birimiyle gösterildi.

3.5 Sonlu eleman analizinin yapılması ve çözümlenmesi

Altı farklı yerleşim koşulunda, 4 farklı yüklemde toplam 24 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Algor Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağı bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplandı.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterildi. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu toplamda üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlandı.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

- σ_1 : Maksimum asal (principal) stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.
- σ_3 : minimum asal (principal) stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme stresleri ile eksi değerler ise sıkışma stresleriyle belirtildi. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanın o stres tipinin etkisi altında olduğu kabul edildi. Mutlak değeri daha büyük olan stres tipinin, değerlendirilmesi gereken stres tipi olduğu kabul edildi.

Kırılğan materyaller için asal stres değeri kullanıldı. Maksimum asal stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum asal stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluştuğu kaydedildi.

Von Mises stres (VMS), metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlandı. VMS, 3 asal stres değerinden hesaplandı. Von Misses Stres değerleri stres dağılımları ve yoğunlaşmaları değerlendirildi.



4. BULGULAR

4.1 Vidalar Üzerinde Oluşan Von Misses Stres Değerleri

Gruplarda kesi hatlarında meydana gelen kuvvetin dağılım prensibi ile vidalarda biriken stres miktarı değerlendirildi.

4.1.1 Kanin bölgeden yüklenen vidalardaki Von Misses stres değerleri

4.1.1.1 Kanin bölgeden vertikal yükleme sonrası meydana gelen Von Misses stres değerleri

Kanin bölgeden vertikal yükleme sonrası 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre inferior yönde hareket uygulanan gruplar arasında; M osteotomi, greftsiz düz osteotomi ve greftli düz osteotomi kesileri arasında gözlenen vida stres değerleri, M osteotomi kesi hattı oluşturulan modellerde daha az bulunmuştur. Bunu düz greftli kesi oluşturulan çalışma grubu takip ederken, en yüksek vida stres değerlerine greftsiz düz osteotomi yapılan çalışma gruplarında rastlanmıştır. Çalışma gruplarından 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında, en yüksek vida stres değerlerine her 3 grup içinde apertura priformis bölgesinin lateraline yerleştirilen plak etrafındaki 2. ve 3. vida deliği çevresinde gözlenmiştir. Kanin bölgeden vertikal yüklemde elde edilen en yüksek vida stresi 481,96 Mpa ile greftsiz düz osteotomi grubunda olmuştur.

Kanin bölgeden vertikal yükleme sonrası 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında, M osteotomi, greftsiz düz osteotomi ve greftli düz osteotomi uygulanan çalışma grupları arasında gözlenen en yüksek vida stres değeri greftsiz düz osteotomi uygulanan çalışma grubunda elde edilmiştir. Bunu takip eden M osteotomi kesi uygulanan çalışma grubu olurken 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 mm aşağı yönde hareket yapılan çalışma grupları arasında kanin bölgeden vertikal yükleme sonrası en düşük vida stres değerine greftli düz osteotomi uygulanan çalışma gruplarında rastlanmıştır. Çalışma gruplarından 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında, en yüksek vida stres değerlerine her 3 grup içinde apertura priformis

bölgesinin lateraline yerleştirilen plak etrafındaki 2. ve 3. vida deliği çevresinde gözlenmiştir. Yükleme sonrası elde edilen en yüksek vida stres değeri 499,40 Mpa ile greftsiz düz osteotomi grubunda gözlenmiştir.

4.1.1.2 Kanin bölgeden oblik yükleme sonrası meydana gelen Von Misses stres değerleri

Kanin bölgeden oblik yükleme sonrası 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında, M osteotomi, greftsiz düz osteotomi ve greftli düz osteotomi uygulanan çalışma grupları arasında gözlenen en yüksek vida stres değerine greftsiz düz osteotomi uygulanan çalışma grubunda rastlanmıştır. Bunu greftli düz osteotomi uygulanan çalışma grubu takip ederken en düşük vida stres değerine M osteotomi kesisi uygulanan çalışma grubunda rastlanmıştır. Kanin bölgeden uygulanan oblik yükleme sonrası 5 milimetre ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan çalışma gruplarında her grup için en yüksek vida stres değerlerine apertura priformisin lateraline yerleştirilen plağın 2. ve 3. vida deliği çevresinde gözlenmiştir. Elde edilen en yüksek vida stres değeri 336,83 Mpa ile greftsiz düz osteotomi grubunda saptanmıştır.

Kanin bölgeden oblik yükleme sonrası 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında, M osteotomi, greftsiz düz osteotomi ve greftli düz osteotomi uygulanan çalışma grupları arasında gözlenen en yüksek vida stres değerine greftsiz düz osteotomi uygulanan çalışma gruplarında rastlanmıştır. Bunu M osteotomi uygulanan çalışma grubu takip ederken en düşük vida stres değerine greftli düz osteotomi uygulanan çalışma gruplarında rastlanmıştır. Çalışma gruplarından 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında, en yüksek vida stres değerlerine her 3 grup içinde apertura priformis bölgesinin lateraline yerleştirilen plak etrafındaki 2. ve 3. vida deliği çevresinde gözlenmiştir. Kanin bölgeden oblik yükleme sonrası en yüksek vida stres değeri 355,19 Mpa ile greftsiz düz osteotomi grubunda saptanmıştır.

4.1.2 Molar bölgeden yüklenen vidalardaki Von Misses stres değerleri

4.1.2.1 Molar bölgeden vertikal yükleme sonrası meydana gelen Von Misses stres değerleri

Molar bölgeden vertikal yükleme sonrası 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında, M osteotomi, greftsiz düz

osteotomi ve greftli düz osteotomi kesileri arasında gözlenen vida stres değerleri arasında saptanan en yüksek vida stres değeri skoruna greftsiz düz osteotomi yapılan çalışma grubunda rastlanmıştır. Bunu sırayla greftli düz kesi oluşturulan çalışma grubu takip ederken en düşük vida stres değerine M osteotomi kesi uygulanan çalışma grubunda rastlanmıştır. Çalışma gruplarında greftli düz kesi ve greftsiz düz kesi uygulanan iki grupta, molar bölgeden uygulanan vertikal kuvvet sonrası gözlenen en yüksek vida stres değerleri zigomatik butress bölgesinde oluşturulan kesiyi fikse etmek için uygulanan plağın 3. vida bölgesinde gözlenirken, M osteotomi uygulanan çalışma grubunda molar bölgeden vertikal yükleme sonrası en yüksek vida stresine apertura priformis bölgesinin laterale yerleştirilen plağın 3. vidasında gözlenmiştir. Molar bölge vertikal yükleme sonrası elde edilen en yüksek vida stres değeri 242,81 Mpa ile greftsiz düz osteotomi grubunda saptanmıştır.

4.1.2.2 Molar bölgeden oblik yükleme sonrası meydana gelen Von Misses stres değerleri

Molar bölgeden oblik yükleme sonrası 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında, M osteotomi, greftsiz düz osteotomi ve greftli düz osteotomi kesileri arasında gözlenen vida stres değerleri arasında saptanan en yüksek vida stres değeri skoruna greftsiz düz osteotomi uygulanan çalışma grubunda rastlanmıştır. Bunu sırasıyla M osteotomi uygulanan çalışma grubu takip ederken en düşük stres birikimi greftli düz kesi uygulanan çalışma gruplarında saptanmıştır. Greftli düz kesi uygulanan çalışma grupları ile M osteotomi uygulanan çalışma grupları arasında vida stres değerleri açısından elde edilen skorlar arasında birbirine üstünlük saptanmamıştır. Çalışma gruplarından greftli düz kesi uygulanan grupta elde edilen en yüksek vida stres değeri 161,48 Mpa iken, M osteotomi uygulanan çalışma grubunda elde edilen en yüksek vida stres skoru 175,27 olmuştur.

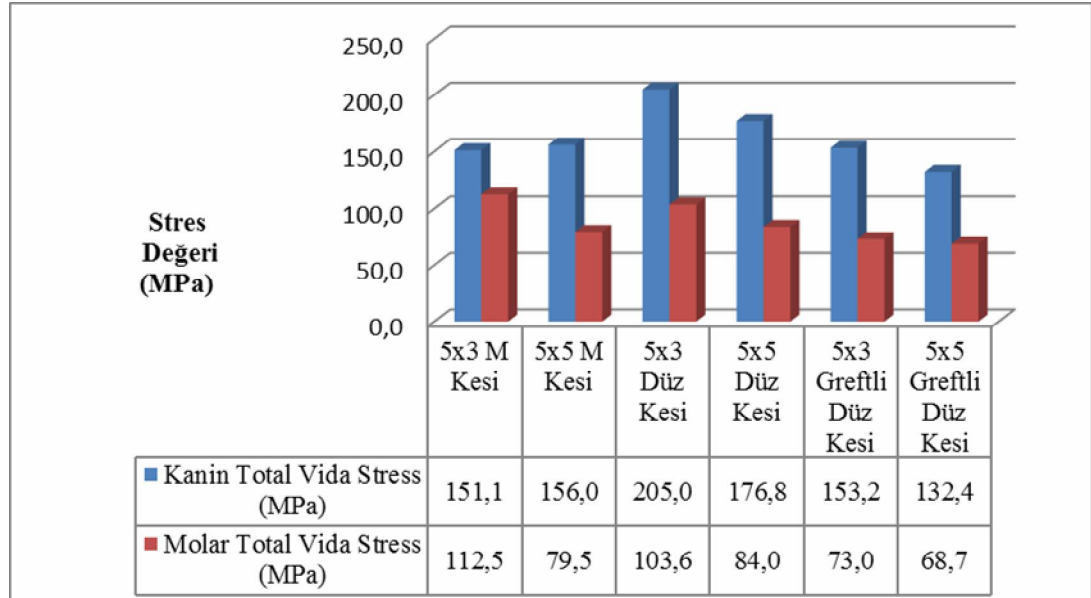
Molar bölgeden oblik yükleme sonrası 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında, M osteotomi, greftsiz düz osteotomi ve greftli düz osteotomi kesileri arasında gözlenen vida stres değerleri arasında saptanan en yüksek vida stres değeri skoruna greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubunda rastlanırken bunu sırayla greftli düz osteotomi uygulanan çalışma grubu ve M osteotomi uygulanan çalışma grubu takip etmiştir. Molar bölgeden oblik yükleme sonrası 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan çalışma gruplarında gözlenen en yüksek vida stres değerleri, greftsiz düz kesi için

201,53 Mpa, greftli düz kesi için 126,60 Mpa iken M osteotomi uygulanan çalışma grubunda 90,15 Mpa olarak saptanmıştır.

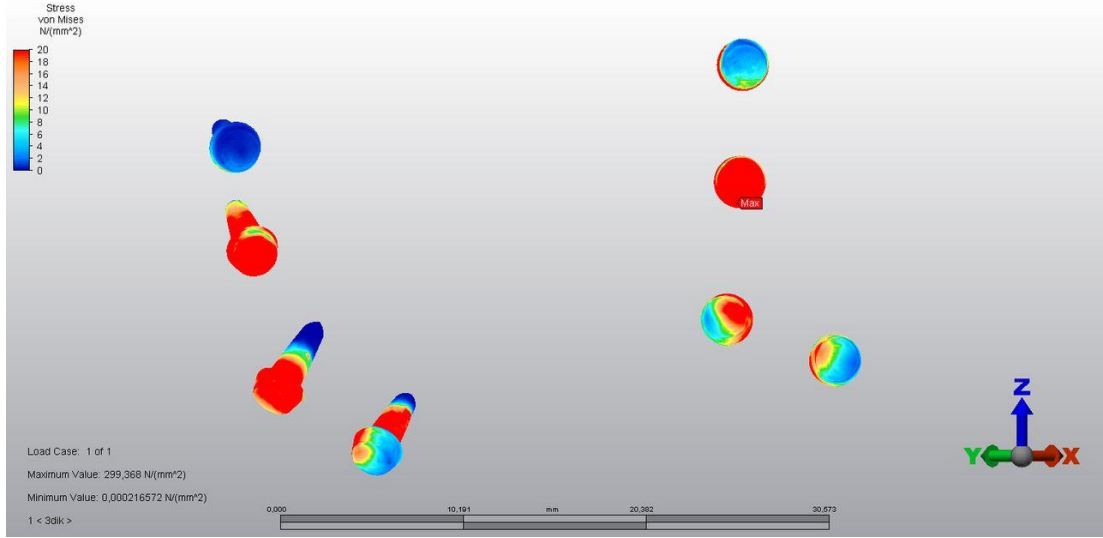
M osteotomi grubu > Grefli düz osteotomi grubu > Greftsiz düz osteotomi grubu

Tablo 4.1 : Kanin ve molar yükleme koşulunda, farklı osteotomi çalışma modellerinin analizi sonucunda, vidalarda oluşan ortalama Von Misses stres değerleri ve vidalar arası stres dağılım skorları.

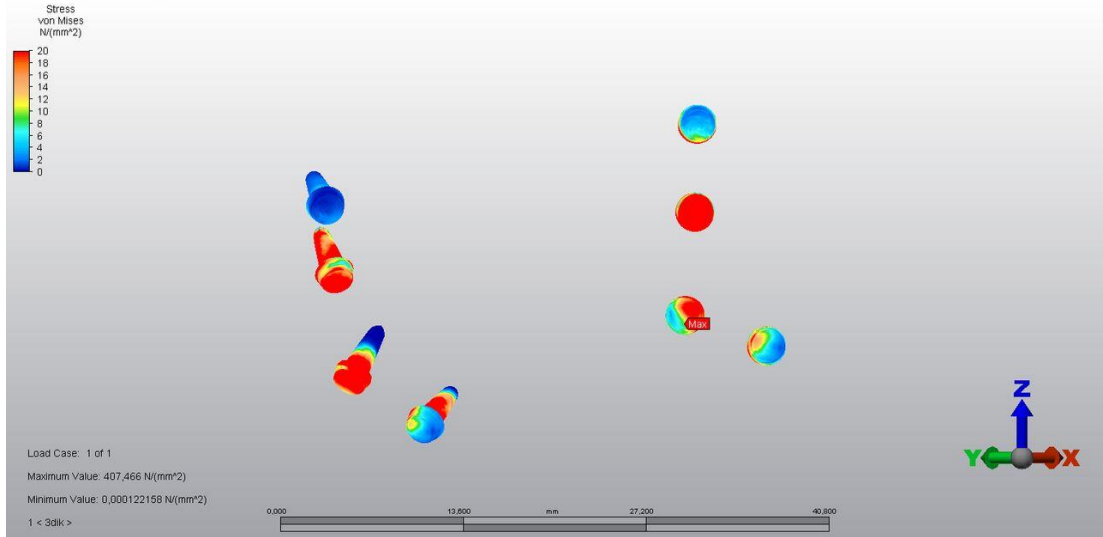
		Ortalama Stres	Vidalar Arası Stres Dağılım Skoru
Kanin Yükleme	5x3 M Kesi	299,368	26,4
	5x5 M Kesi	407,466	37,5
	5x3 Düz Greftsiz	481,961	33,2
	5x5 Düz Greftsiz	499,402	34,5
	5x3 Düz Grefli	378,747	30,6
	5x5 Düz Grefli	319,023	25,9
Molar Yükleme	5x3 M Kesi	267,127	30,9
	5x5 M Kesi	133,753	17,9
	5x3 Düz Greftsiz	242,813	46,0
	5x5 Düz Greftsiz	198,278	40,6
	5x3 Düz Grefli	164,296	45,2
	5x5 Düz Grefli	167,287	35,7



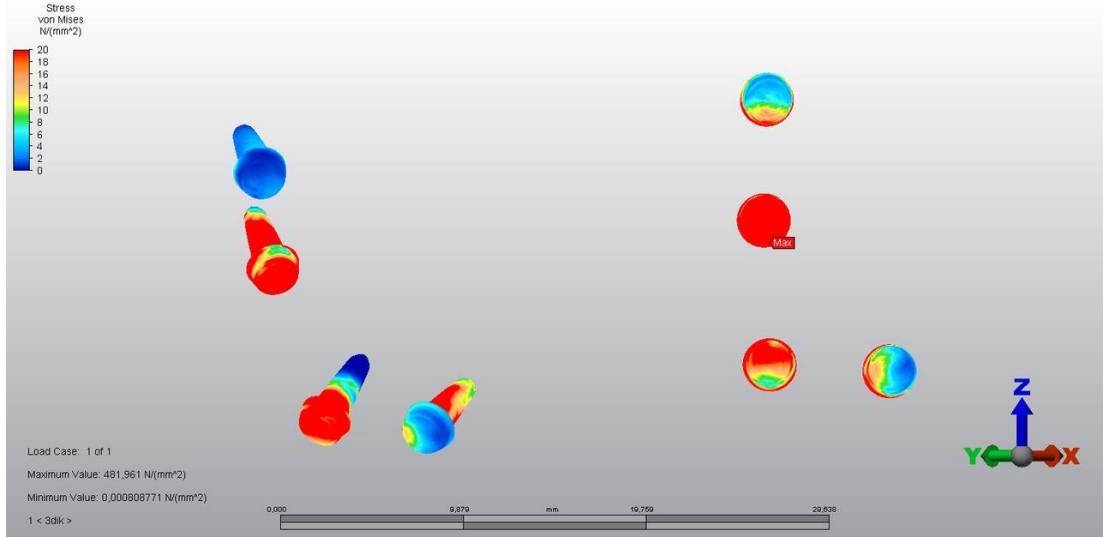
Şekil 4.1 : Vidalar üzerinde oluşan Von Misses stres değerleri.



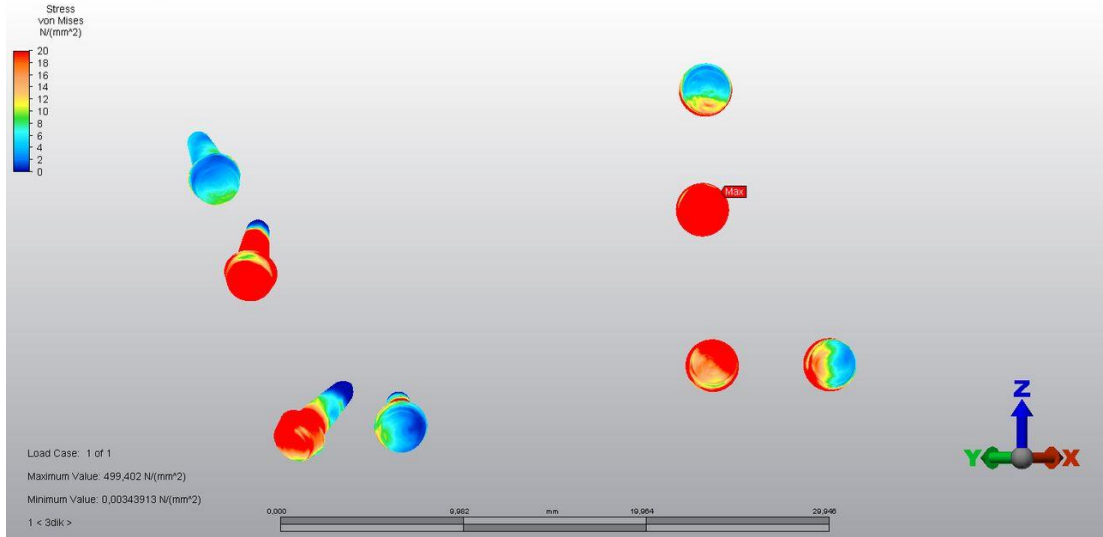
Şekil 4.2 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubu vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri.



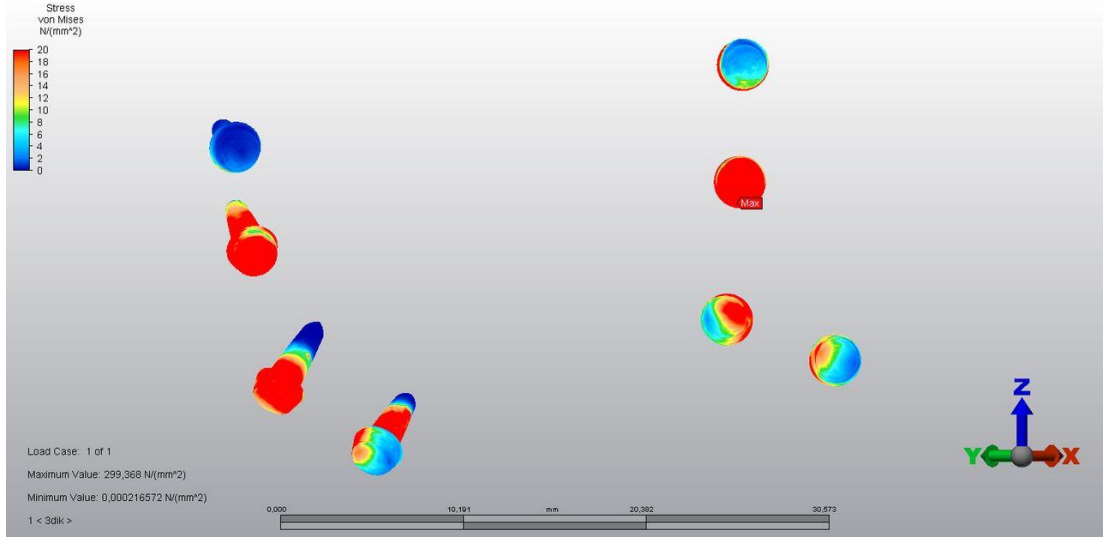
Şekil 4.3 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubu vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri.



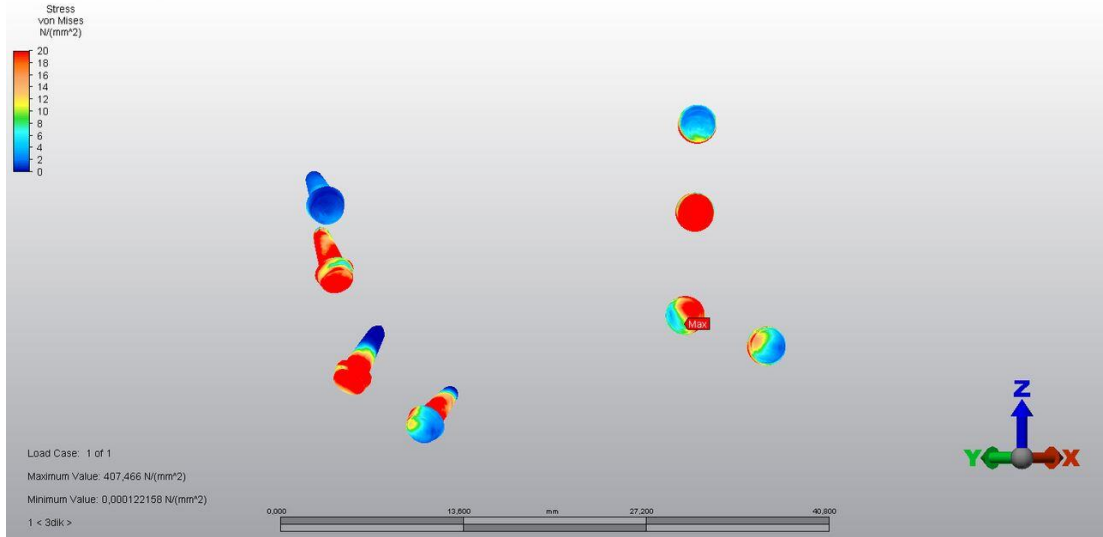
Şekil 4.4 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi çalışma grubu vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri.



Şekil 4.5 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi çalışma grubu vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri.



Şekil 4.2 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubu vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri.



Şekil 4.3 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubu vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri.

4.2.1 Kanin bölgeden vertikal yükleme sonrası meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri

Kanin bölgesinden uygulanan vertikal kuvvet sonucu 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında kortikal kemik yüzeyinde meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilim değeri apertura priformisin lateraline yerleştirilen plak için 13,90 Mpa ile greftsiz düz osteotomi yapılan grupta gözlenmiştir. Aynı çalışma grubunda, zigomatikomaksiller bölgeye yerleştirilen plakta elde edilen en yüksek maksimum asal gerilim değeri, zigomaya yerleştirilen plağın 2. vida bölgesine denk gelen kemik çevresinde gözlenmiştir (30,26 MPa). 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 mm aşağı yönde hareket uygulanan gruplarda gözlenen apertura priformisin lateraline yerleştirilen plakta gözlenen en düşük maksimum asal gerilim değeri ise 9,85 Mpa ile M osteotomi uygulanan çalışma grubunda saptanmıştır.

Kanin bölgesinden uygulanan vertikal kuvvet sonucu 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında, kemik yüzeyinde elde edilen en yüksek minimum asal gerilim 37,12 MPa ile greftsiz düz kesi uygulanan gruplarda saptanmıştır. En düşük minimum asal gerilim değerine 14,58 MPa ile greftli kesi yapılan gruplarda rastlanırken, M osteotomi uygulanan çalışma grubunda bu değer 18,72 MPa olarak saptanmıştır.

Kanin bölgeden uygulanan vertikal yükleme sonucunda 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket yaptırılan gruplar arasında kortikal kemik yüzeyinde meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilim değeri, zigomatikomaksiller bölgeye yerleştirilen plağın 2. vida deliği etrafındaki kemikte 25,27 MPa ile greftsiz düz osteotomi uygulanan çalışma grubunda saptanmıştır. Uygulanan hareket sonucu saptanan en düşük maksimum asal gerilim değeri 9,24 Mpa ile M osteotomi kesisi uygulanan çalışma grubunda, apertura priformisin lateraline yerleştirilen plağın 1. vida deliği etrafındaki kemikte bulunmuştur.

Kanin bölgeden uygulanan vertikal yükleme sonucunda 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket yaptırılan gruplar arasında kortikal kemik yüzeyinde meydana gelen en yüksek minimum asal gerilim 27,41 MPa ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubunda saptanmıştır. Elde edilen en düşük

minimum asal gerilim değeri 6,03 MPa ile M osteotomi uygulanan çalışma grubunda saptanmıştır.

4.2.2 Kanin bölgeden oblik yükleme sonrası meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri

Uygulanan oblik kuvvet sonrası, 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında elde edilen en yüksek maksimum asal gerilim stresi 21,92 Mpa olarak M osteotomi uygulanan çalışma grubunda saptanmıştır. Maksillaya uygulanan aynı hareket miktarı sonrasında elde edilen en düşük maksimum asal gerilim stresi değerine 7,10 MPa ile yine M osteotomi uygulanan çalışma grubunda rastlanmıştır.

Uygulanan oblik kuvvet sonrası 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında elde edilen en yüksek minimum asal gerilim stresi 27,13 MPa ile greftsiz düz osteotomi uygulanan çalışma grubunda elde edilmiştir. Elde edilen en düşük minimum asal gerilim değeri ise 10,95 MPa ile greftli düz osteotomi yapılan çalışma grubunda elde edilmiştir.

Kanin bölgeden uygulanan oblik yükleme sonucunda 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket yaptırılan gruplar arasında kortikal kemik yüzeyinde meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilim değeri 18,21 MPa ile greftsiz düz kesi uygulanan çalışma grubunda elde edilmiştir. Elde edilen en düşük maksimum asal gerilim değeri 6,39 MPa ile M osteotomi uygulanan çalışma grubunda saptanmıştır.

Kanin bölgeden uygulanan oblik yükleme sonucunda 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket yaptırılan gruplar arasında kortikal kemik yüzeyinde meydana gelen en yüksek minimum asal gerilim değeri 19,95 MPa ile greftsiz düz osteotomi uygulanan çalışma grubunda rastlanmıştır. Elde edilen en düşük minimum asal gerilim değerine 4,38 MPa ile M osteotomi uygulanan çalışma grubunda rastlanmıştır.

4.2.3 Molar bölge vertikal yükleme sonrası elde edilen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri

Molar bölgeden uygulanan vertikal kuvvet sonucu 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında kortikal kemik yüzeyinde

meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilim değeri 14,51 MPa ile greftsiz düz osteotomi uygulanan çalışma grubunda rastlanmıştır.

Molar bölgeden uygulanan vertikal kuvvet sonucu 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında kortikal kemik yüzeyinde meydana gelen en düşük maksimum asal gerilim değeri 3,37 MPa ile M osteotomi uygulanan çalışma gruplarında rastlanmıştır.

Molar bölgeden uygulanan vertikal kuvvet sonucu 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında kortikal kemik yüzeyinde meydana gelen en yüksek minimum asal gerilim değeri 41,30 Mpa ile M osteotomi uygulanan çalışma grubunda saptanmıştır.

Molar bölgeden uygulanan vertikal kuvvet sonucu 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında kortikal kemik yüzeyinde meydana gelen en düşük minimum asal gerilim değerine 1,16 MPa ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubunda rastlanmıştır.

Molar bölgeden uygulanan vertikal kuvvet sonucu 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında kortikal kemik yüzeyinde meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilim 12,12 MPa ile greftsiz düz osteotomi uygulanan grupta gözlenirken, elde edilen en düşük maksimum asal gerilim 4,81 MPa ile greftli düz osteotomi uygulanan grupta saptanmıştır.

Molar bölgeden uygulanan vertikal kuvvet sonucu 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında kortikal kemik yüzeyinde meydana gelen en yüksek minimum asal gerilim değerine 33,33 MPa ile greftsiz düz osteotomi uygulanan çalışma grubunda rastlanmıştır. Elde edilen en düşük minimum asal gerilim değerine 1,78 MPa ile greft uygulanan düz osteotomi modelinde rastlanmıştır.

4.2.4 Molar bölgeden oblik yükleme sonrası elde edilen maksimum ve minimum asal gerilim değerleri

Çalışma gruplarından, 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında, molar bölgeden oblik yönde uygulanan kuvvet sonucu elde edilen en yüksek maksimum asal gerilim değeri 11,02 MPa ile greftsiz

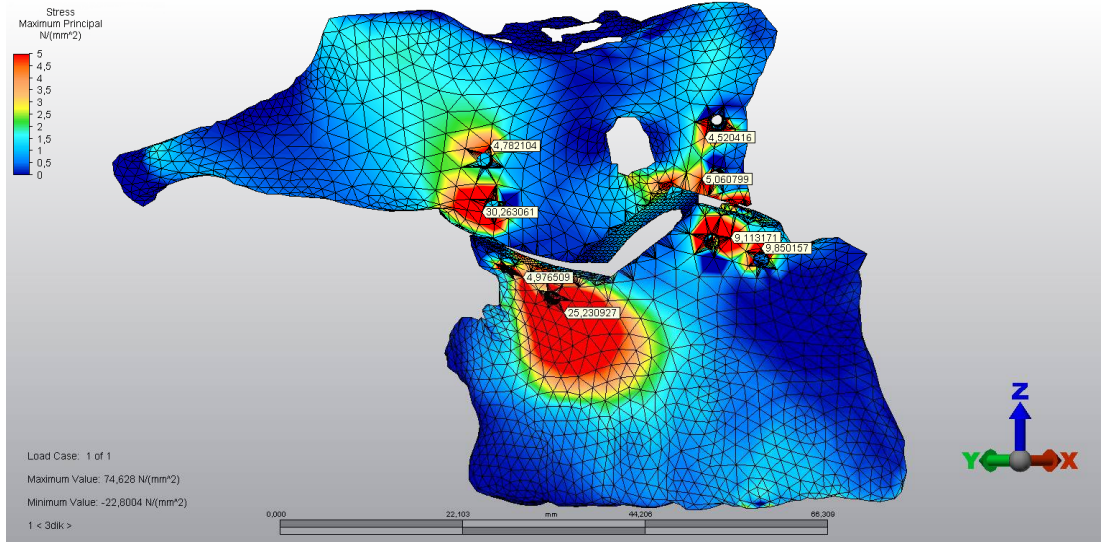
düz kesi uygulanan çalışma grubunda saptanmıştır. Elde edilen en düşük maksimum asal gerilim değeri ise 1,90 MPa ile M osteotomi uygulanan çalışma grubunda saptanmıştır. Molar bölgeden oblik yükleme sonrasında elde edilen en yüksek ve en düşük maksimum asal gerilim değerleri bize M osteotomi kesisinin greftsiz ve greftli düz kesiden daha anlamlı olduğunu göstermiştir.

Çalışma gruplarından, 5 milimetre maksiller ilerletme ve 3 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında, molar bölgeden oblik yönde uygulanan kuvvet sonucu elde edilen en yüksek minimum asal gerilim stres değerine 25,52 MPa ile greft uygulanan düz osteotomi modelinde rastlanırken, elde edilen en düşük minimum asal gerilim değeri 2,52 MPa ile M osteotomi uygulanan çalışma modelinde olmuştur.

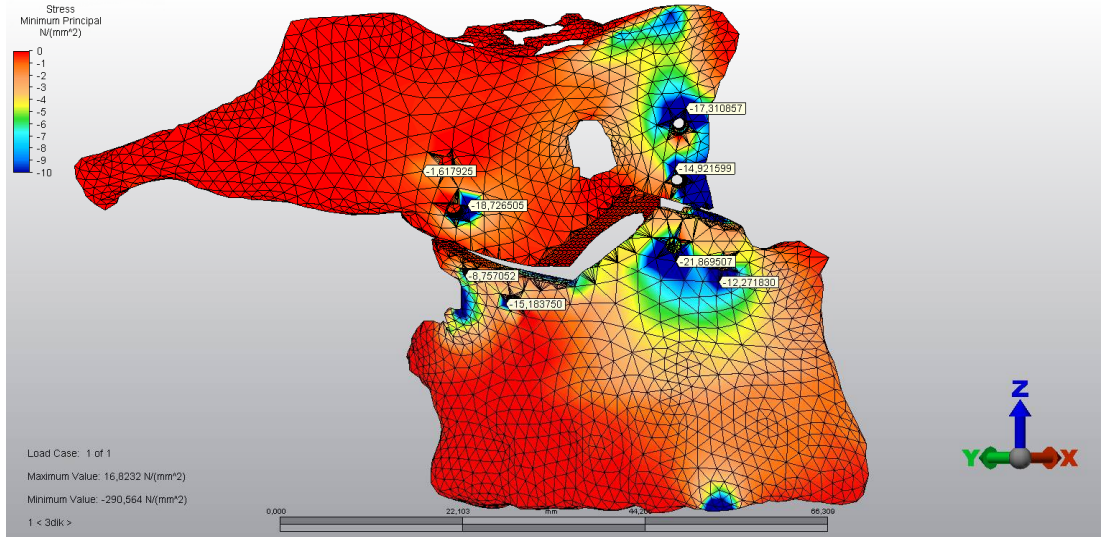
Molar bölgeden uygulanan oblik kuvvet sonucu 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında kortikal kemik yüzeyinde meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilim değeri 9,46 MPa ile greftsiz düz osteotomi uygulanan çalışma grubunda iken, elde edilen en düşük maksimum asal gerilim değeri 2,24 MPa ile greftli düz osteotomi uygulanan çalışma grubunda saptanmıştır.

Molar bölgeden uygulanan oblik kuvvet sonucu 5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre aşağı yönde hareket uygulanan gruplar arasında kortikal kemik yüzeyinde meydana gelen en yüksek minimum asal gerilim değerine 24,07 MPa ile greftsiz düz maksiller osteotomi uygulanan çalışma grubunda rastlanırken, en düşük minimum asal gerilim değerine, 3,53 MPa ile M osteotomi uygulanan çalışma grubunda rastlanmıştır.

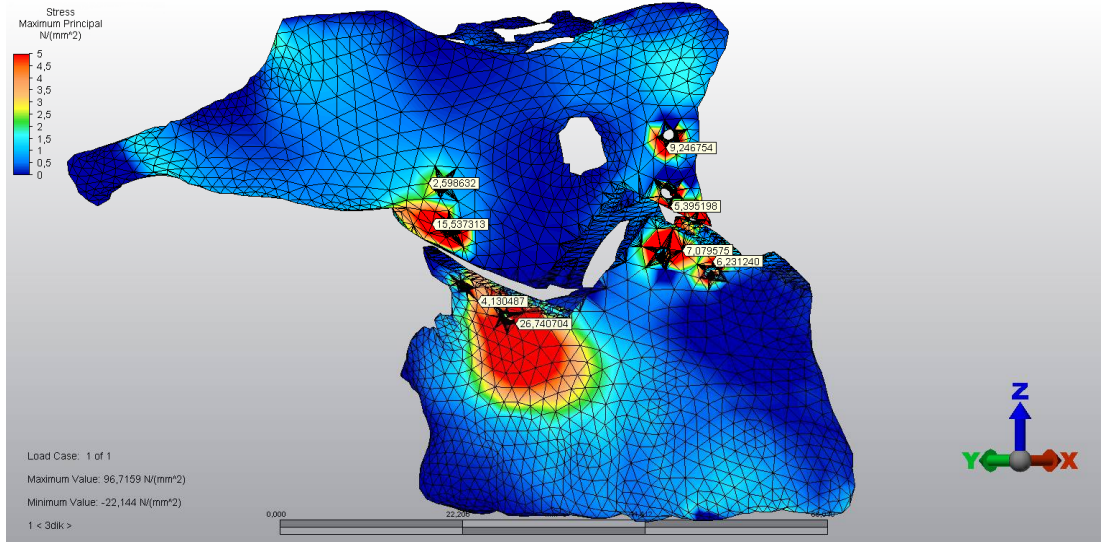
Greftli düz osteotomi grubu > M osteotomi grubu > Greftsiz düz osteotomi grubu
--



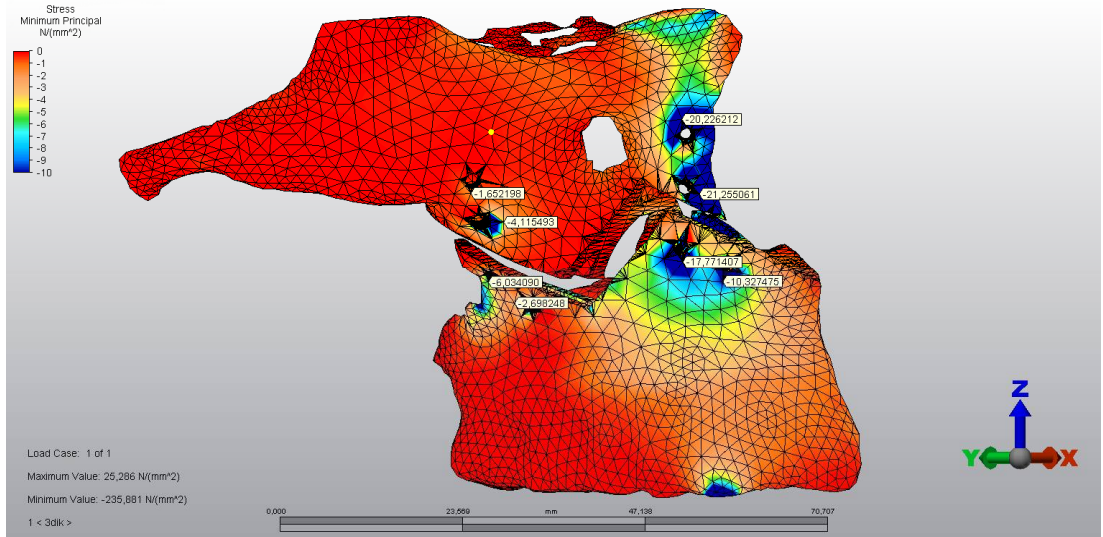
Şekil 4.8 : 5mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubuna ait maksimum asal gerilimler.



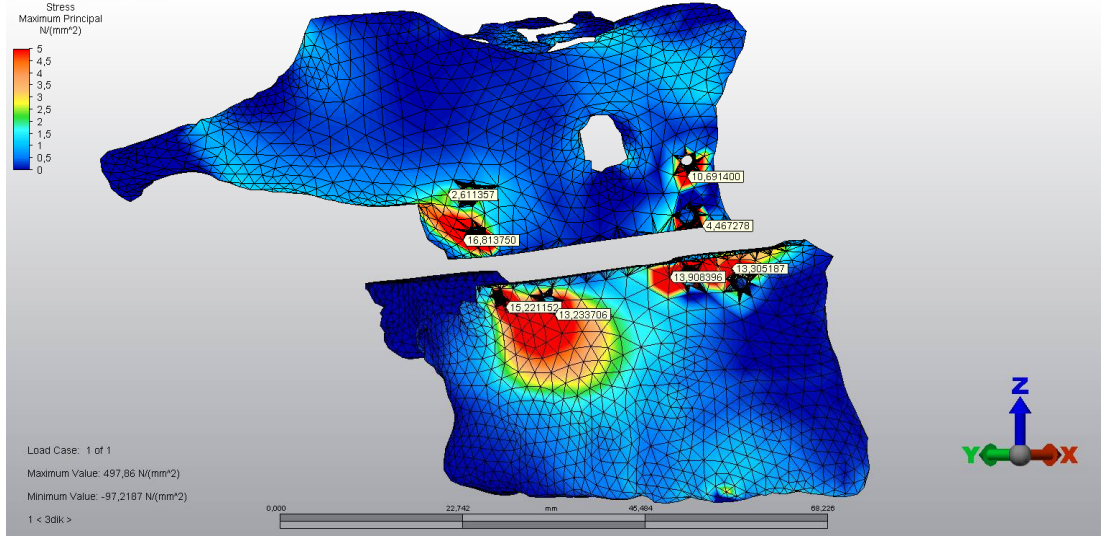
Şekil 4.9 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubuna ait minimum asal gerilimler.



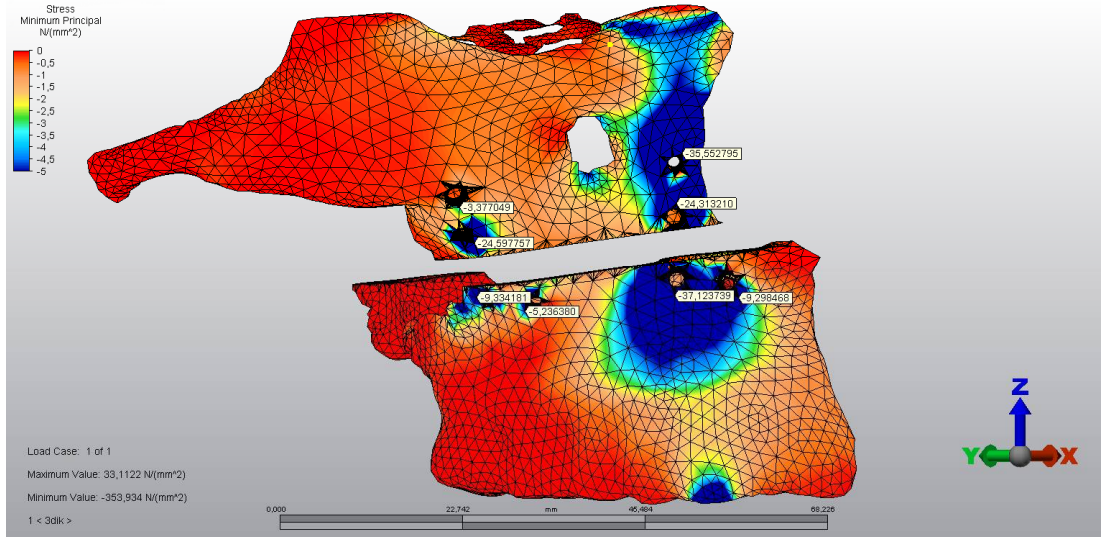
Şekil 4.10 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubuna ait maksimum asal gerilimler.



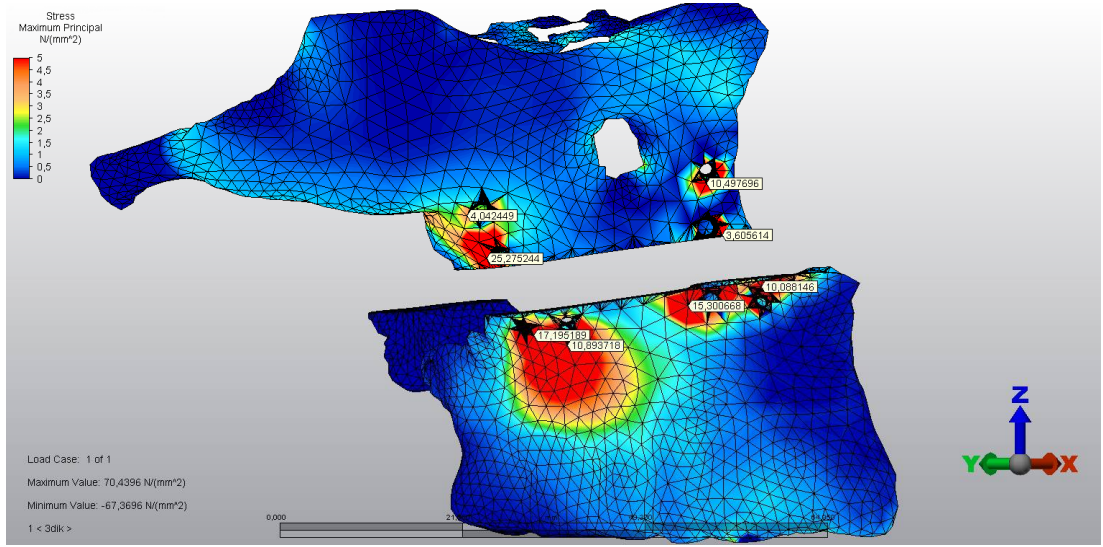
Şekil 4.11 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan M-kesi çalışma grubuna ait minimum asal gerilimler.



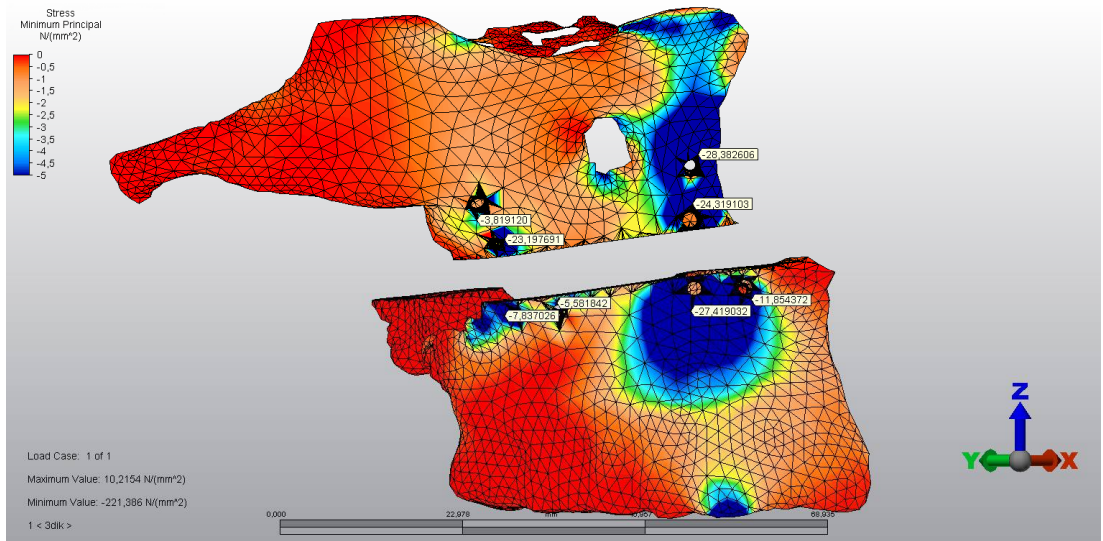
Şekil 4.12 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi çalışma grubuna ait maksimum asal gerilimler.



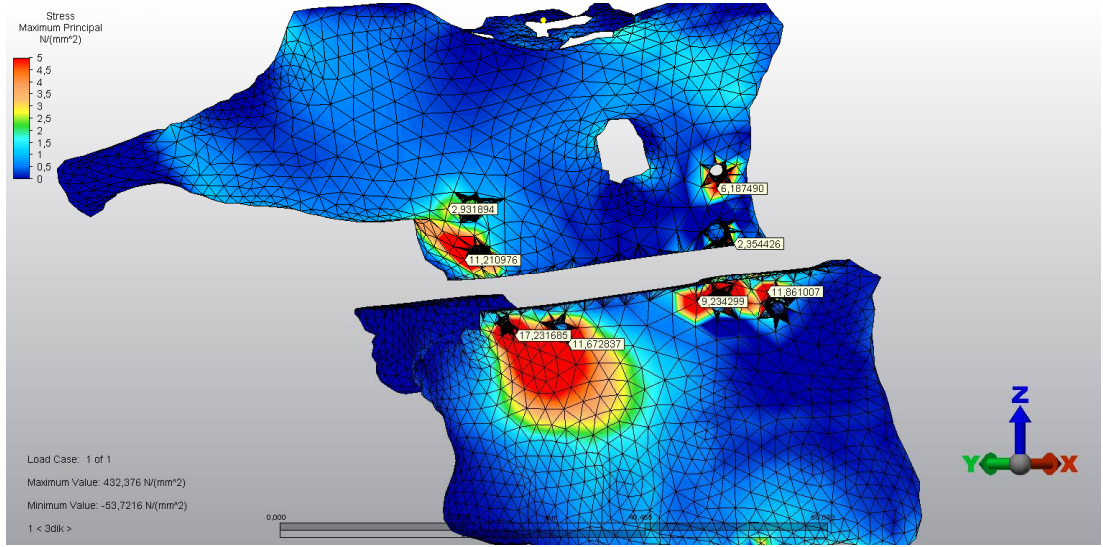
Şekil 4.13 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi çalışma grubuna ait minimum asal gerilimler.



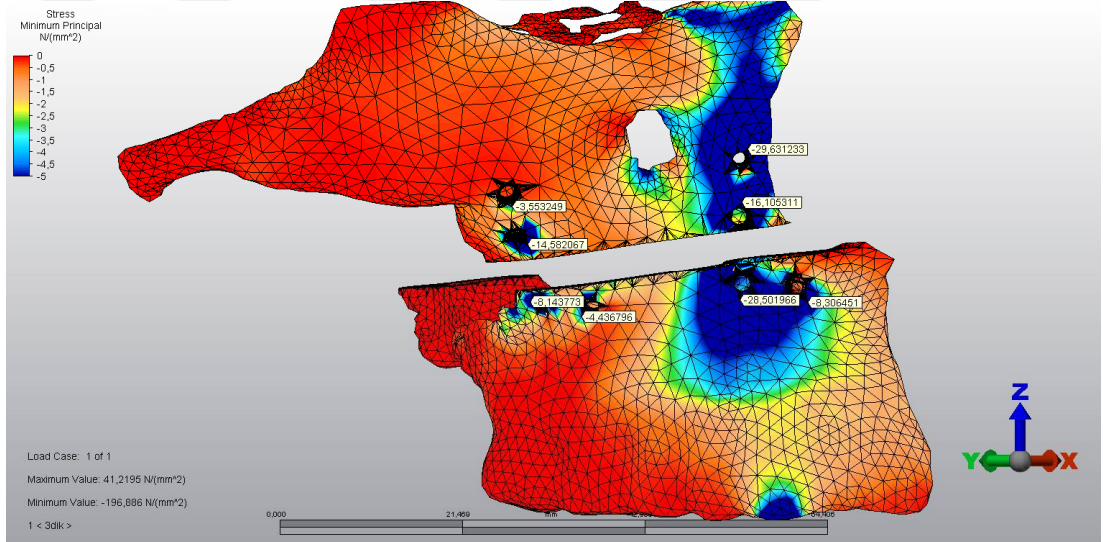
Şekil 4.14 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi çalışma grubuna ait maksimum asal gerilimler.



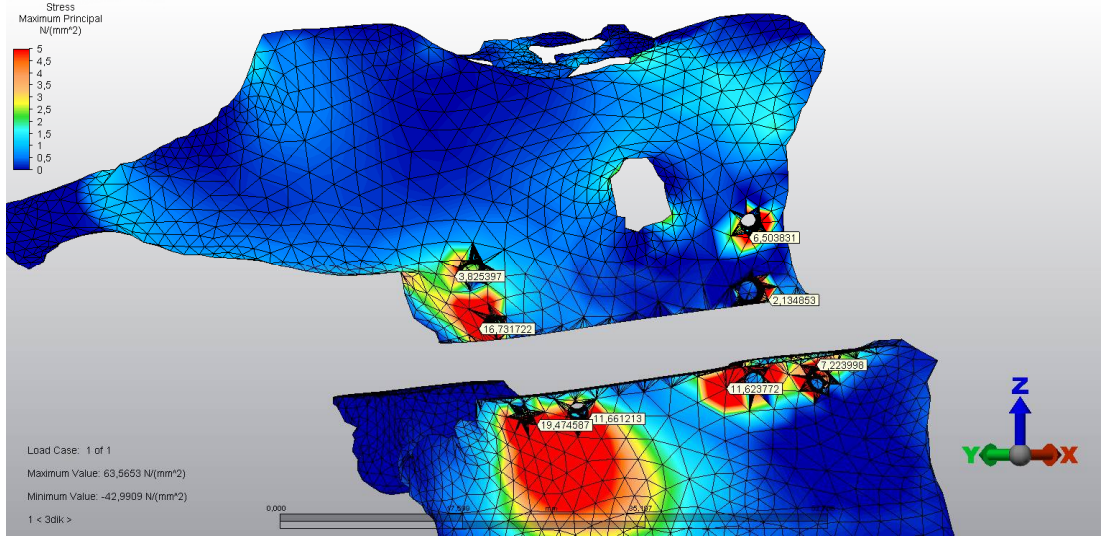
Şekil 4.15 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan greftsiz düz kesi çalışma grubuna ait minimum asal gerilimler.



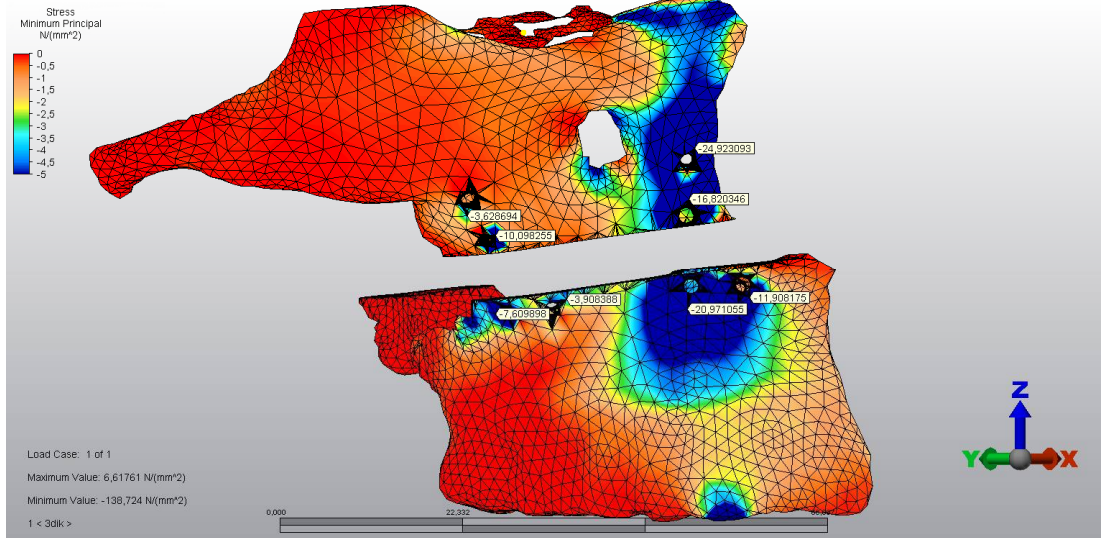
Şekil 4.16 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi çalışma grubuna ait maksimum asal gerilimler.



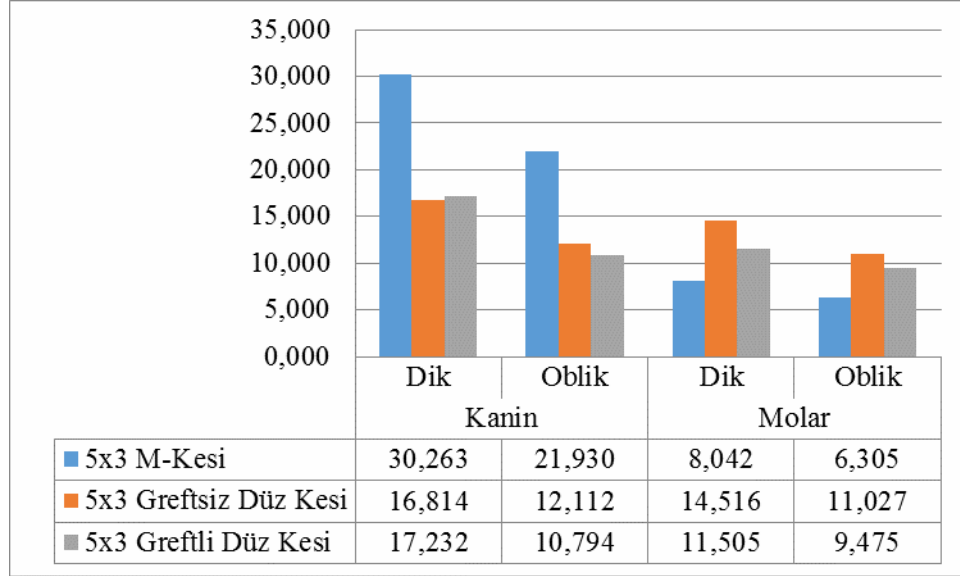
Şekil 4.17 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi çalışma grubuna ait minimum asal gerilimler.



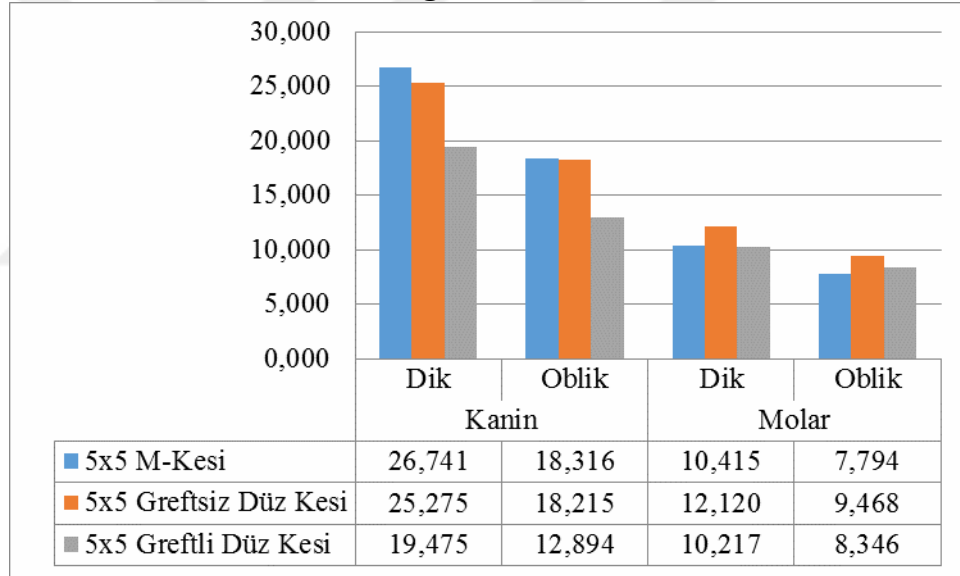
Şekil 4.18 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi çalışma grubuna ait maksimum asal gerilimler.



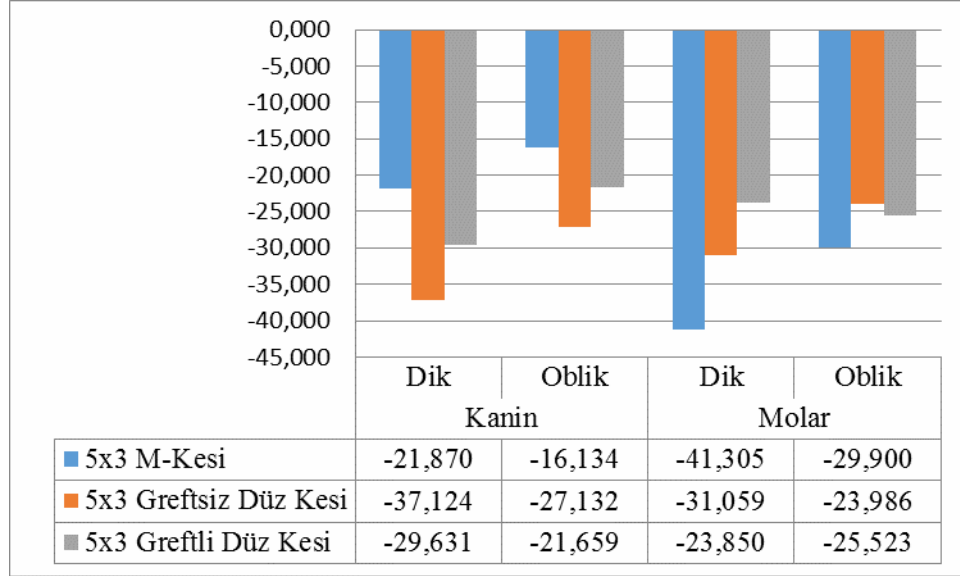
Şekil 4.19 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan greftli düz kesi çalışma grubuna ait minimum asal gerilimler.



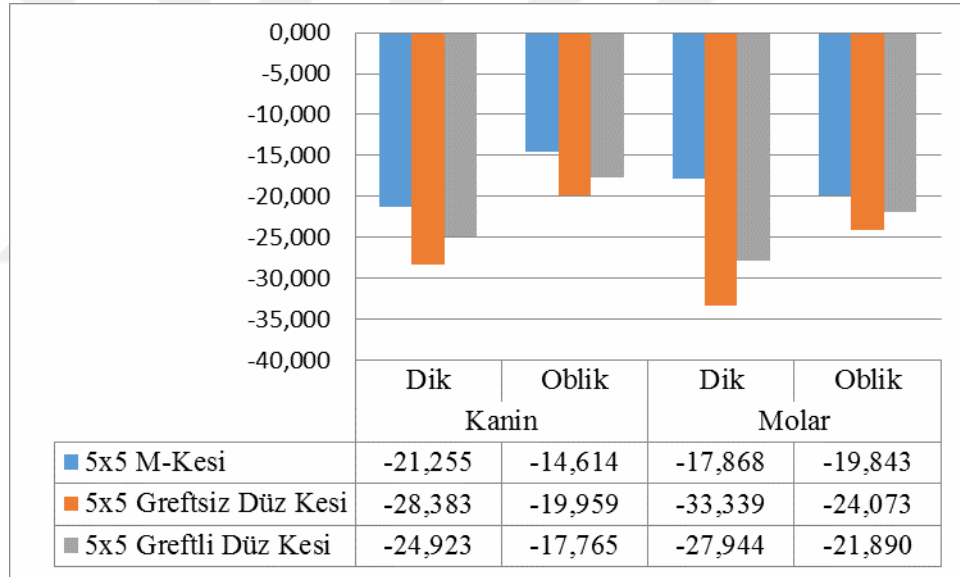
Şekil 4.20 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan çalışma grubundan oluşan maksimum asal gerilim.



Şekil 4.21 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan çalışma grubundan oluşan maksimum asal gerilim.



Şekil 4.22 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket uygulanan çalışma grubundan oluşan minimum asal gerilim.



Şekil 4.23 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket uygulanan çalışma grubundan oluşan minimum asal gerilim.

4.3 Plaklar Üzerinde Oluşan Von Misses Stres Değerleri

Plaklar üzerinde oluşan stres değerlendirmesinin yapılmasında, plağın kesi hattına denk gelen büküm noktaları inceleme yapmak için seçilmiştir. Plağın büküm noktalarını seçmemizdeki sebeplerden biri bu noktalarda stres birikiminin yoğun olduğunu düşünmemizden kaynaklanmaktadır. Bu sebeple, farklı osteotomi

dizaynlarını karşılaştırmayı hedeflediğimiz çalışmamızda plakların büküm noktalarında biriken Von Misses (VM) stres değeri ölçülmüştür.

4.3.1 Kanin bölgeden yüklenen plaklardaki Von Misses (VM) stres değeri

4.3.1.1 Kanin bölgeden vertikal yüklenen plaklardaki VM stres değeri

Kanin bölgeden ısırma koşulu simülasyonunda 5 mm maksiller ilerletme ve 3 mm inferior hareket uygulanan çalışma gruplarında, osteotomi hattına denk gelen plak büküm noktalarından elde edilen en yüksek Von Misses stres (VM) değeri greftsiz düz osteotomi uygulanan çalışma grubunda 183,80 Mpa olarak saptanmıştır. Bunu sırasıyla greft uygulanan düz çalışma grubu 131,19 MPa ile takip ederken en düşük stres değerine M osteotomi uygulanan çalışma grubunda 129,62 MPa olarak rastlanmıştır.

Kanin bölgeden vertikal yükleme uygulanarak 5 mm maksiller ilerletme ve 5 mm inferior hareket uygulanan çalışma gruplarından elde edilen Von Misses stres değeri en yüksek 172,18 MPa ile greft uygulamadan düz kesi yapılan çalışma grubunda saptanmıştır. Bunu greft uygulanan düz osteotomi uygulanmış çalışma grubu 127,18 MPa ile takip ederken en düşük stres değeri 70,57 MPa ile M osteotomi uygulanan çalışma grubunda elde edilmiştir.

Tüm çalışma grupları için plakların hepsinde, meydana gelen stresler plağın büküm noktasında yoğunlaşmıştır. Osteotomi dizaynının değişmesiyle oluşan stres miktarının azaldığı tespit edilmiştir.

4.3.1.2 Kanin bölgeden oblik yüklenen plaklardaki VM stres değeri

Kanin bölgeden oblik yüklemdeki simülasyon sonucunda, 5 mm maksiller ilerletme ve 3 mm inferior hareket uygulanan çalışma gruplarında elde edilen en yüksek plak Von Misses (VM) stres değerine 129,85 MPa ile greft konulmadan düz osteotomi uygulanan çalışma grubunda rastlanmıştır. Bu çalışma grubunu 97,41 MPa ile greft konularak düz kesi uygulanan çalışma grubu takip ederken, en düşük stres değeri 95,17 MPa ile M osteotomi dizaynı uygulanan çalışma grubunda elde edilmiştir. Kanin bölgeden oblik yükleme sonucunda elde edilen değerler kıyaslandığında greft uygulanan düz osteotomi dizaynı ile M osteotomi dizaynı arasında plakta biriken Von Misses stres değerleri birbirine çok yakın saptanmıştır. Bununla birlikte, greft

konulmadan yapılan düz osteotomi kesisinden elde edilen Von Misses stres değeri yüksek saptanmıştır.

Kanin bölgeden oblik yükleme sonrası elde edilen en yüksek plak Von Misses stres değeri 5 mm maksiller ilerletme ve 5 mm inferior hareket uygulanan çalışma gruplarında greft konulmadan yapılan düz osteotomi çalışma grubunda 121,56 MPa olarak saptanmıştır. Bu çalışma grubunu 92,10 MPa ile greft konularak düz kesi uygulanan çalışma grubu takip ederken elde edilen en düşük stres değeri 72,19 MPa ile M osteotomi uygulanan çalışma grubu olmuştur.

4.3.2 Molar bölgeden yüklenen plaklardaki Von Misses stres değerleri

4.3.2.1 Molar bölgeden vertikal yükleme sonrası plaklarda oluşan Von Misses stres değerleri

Çalışma gruplarından 5 mm maksiller ilerletme ve 3 mm inferior yönde hareket uygulanan modellerde belirlenen en yüksek Von Misses stres değeri 180,32 MPa ile M osteotomi dizaynı ile kesi yapılmış grupta elde edilmiştir. Bu çalışma grubunu sırasıyla 87,29 Mpa ile greft konulmadan osteotomi uygulanan çalışma grubu takip ederken, en düşük Von Misses stresi 58,31 Mpa ile greft konularak yapılan modellemede saptanmıştır. Molar bölgeden vertikal yüklemelerde her iki maksiller hareket miktarında da saptanan en yüksek stres değerleri beklenenin aksine M osteotomi dizaynı yapılan modellerin zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plağın büküm noktasında saptanmıştır. Analizde saptanan en yüksek plak Von Misses Stres değeri zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plağın büküm noktasında 180,32 MPa olarak saptanırken, elde edilen en düşük plak stresi apertura priformisin lateraline yerleştirilen plağın büküm noktasında 15,43 MPa ile greft konulan düz osteotomi çalışma modelinde saptanmıştır.

5 mm maksiller ilerletme ve 5 mm inferior hareket uygulanan çalışma gruplarından elde edilen en yüksek plak Von Misses değeri 143,77 MPa ile M osteotomi dizaynı uygulanan çalışma grubunda saptanmıştır. Bu çalışma grubunu 78,57 MPa ile greft konulmadan yapılan düz osteotomi modeli takip ederken, belirlenen en düşük stres değeri 65,40 MPa ile greft uygulanan düz osteotomi grubunda saptanmıştır. Molar bölgeden vertikal yüklemelerde her iki maksiller hareket miktarında da saptanan en yüksek stres değerleri beklenenin aksine M osteotomi dizaynı yapılan modellerin zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plağın büküm noktasında saptanmıştır.

Bununla birlikte aynı modellerin apertura priformisin lateraline yerleştirilen plağın büküm noktasına bakıldığında elde edilen stres değerlerinin oldukça düşük olduğu saptanmıştır. 5 mm maksiller ilerletme ve 3 mm inferior hareket uygulanan çalışma grubunda molar bölgeden vertikal yüklemde apertura priformisin lateraline yerleştirilen plağın büküm noktasında elde edilen en yüksek stres değeri 56,82 MPa ile M osteotomi uygulanan çalışma modelinde iken en düşük stres değeri 20,38 Mpa olarak greft uygulanan düz osteotomi modelinde saptanmıştır. Molar bölgeden yapılan vertikal yükleme ile zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plak ve apertura priformisin lateraline yerleştirilen plağın büküm noktalarından elde edilen Von Misses stres değerleri zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plakta yüksek saptanmıştır.

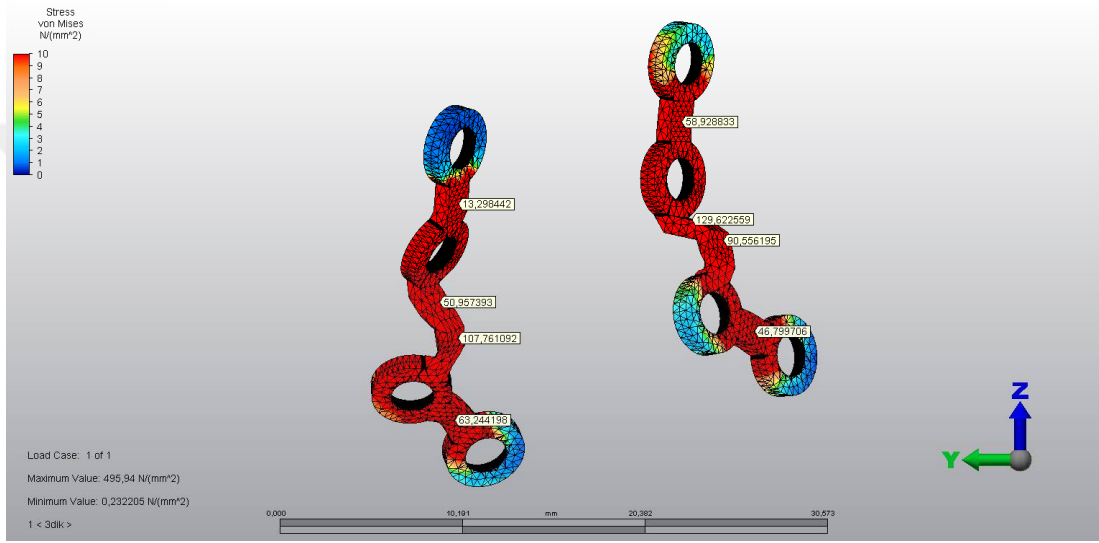
4.3.2.2 Molar bölgeden oblik yükleme sonrası plaklarda oluşan Von Misses stres değerleri

Analiz sonucunda 5 mm maksiller ilerletme ve 3 mm inferior hareket uygulanan maksilla modelinden elde edilen plak Von Misses stres değeri zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plakta ve M osteotomi uygulanan çalışma modelinde 240,47 MPa olarak saptanmıştır. Aynı hareket miktarı uygulanan çalışma gruplarında zigomatik butress bölgesindeki plakta gözlenen en düşük stres değeri 48,28 MPa ile greft uygulanan çalışma grubunda gözlenirken, greft konulmadan düz kesi uygulanan maksilla modelinde elde edilen stres değeri 58,97 MPa ile ikinci sırada yer almaktadır. 5 mm maksiller ilerletme ve 3 mm inferior hareket uygulanan çalışma grupları arasında zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plakla apertura priformisin lateraline yerleştirilen plak büküm noktaları arasında stres ölçüm değerleri incelendiğinde M osteotomi dizaynı uygulanan maksilla modelinde aperturaya yerleştirilen plaktaki stres değeri 24,11 MPa, greft uygulanan düz osteotomi maksilla modelinden elde edilen apertura priformis plak stres değeri 6,73 MPa olarak saptanmıştır.

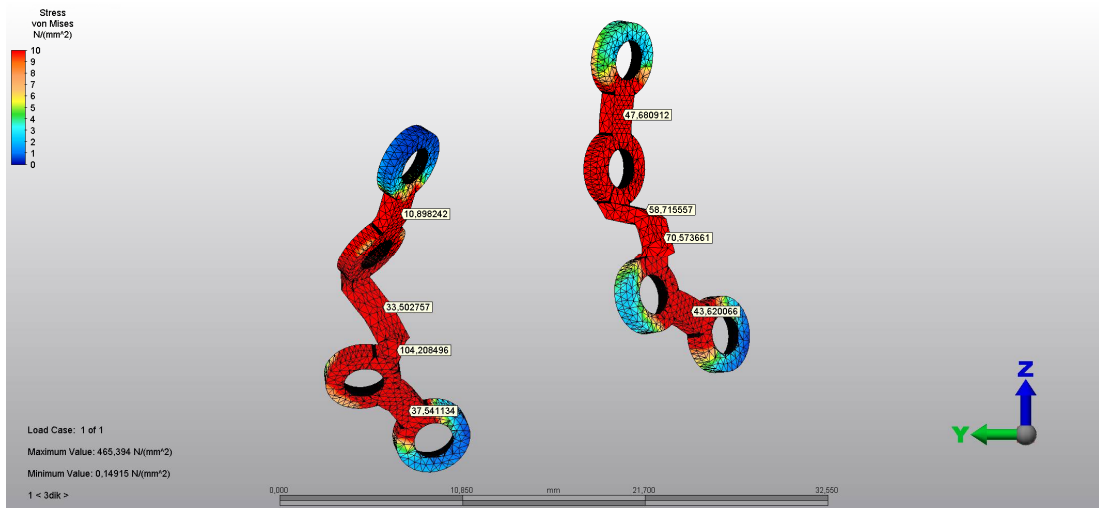
5 mm maksiller ilerletme ve 5 mm inferior hareket uygulanan maksilla modellerinde plak büküm noktalarında gözlenen en yüksek Von Misses stres değeri 106,35 MPa ile M osteotomi uygulanan çalışma grubunda saptanmıştır. Bunu ikinci olarak 58,86 MPa ile greft konulmadan kesi yapılan maksilla modeli takip ederken 53,25 MPa ile greft uygulanan düz osteotomi modeli takip etmektedir. Elde edilen verilerde gözlenen en düşük plak stres değerleri apertura priformisin lateraline yerleştirilen plağın büküm

noktasında saptanmıştır. 5 mm maksiller ilerletme ve 5 mm inferior hareket uygulanan maksilla modelinde, M osteotomi dizaynı uygulanan çalışma grubunda saptanan en yüksek plak Von Misses stres değeri 106,35 MPa iken saptanan en düşük değer 18,00 MPa olarak bulunmuştur. Saptanan en yüksek değer zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plakta iken, en düşük stres değeri apertura priformisin lateraline yerleştirilen plakta bulunmuştur.

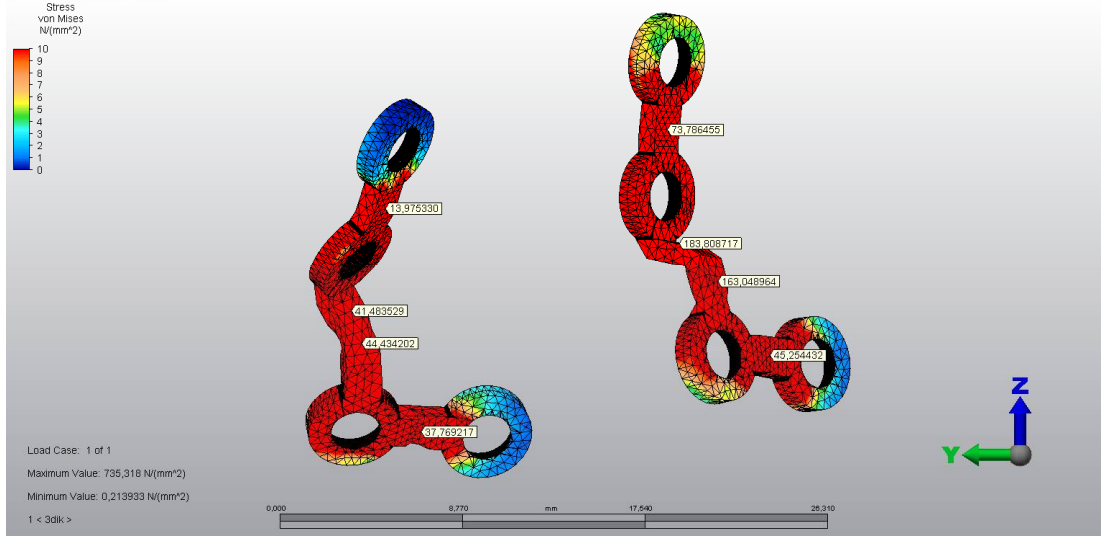
Greftli düz osteotomi grubu > M osteotomi grubu > Greftsiz düz osteotomi grubu



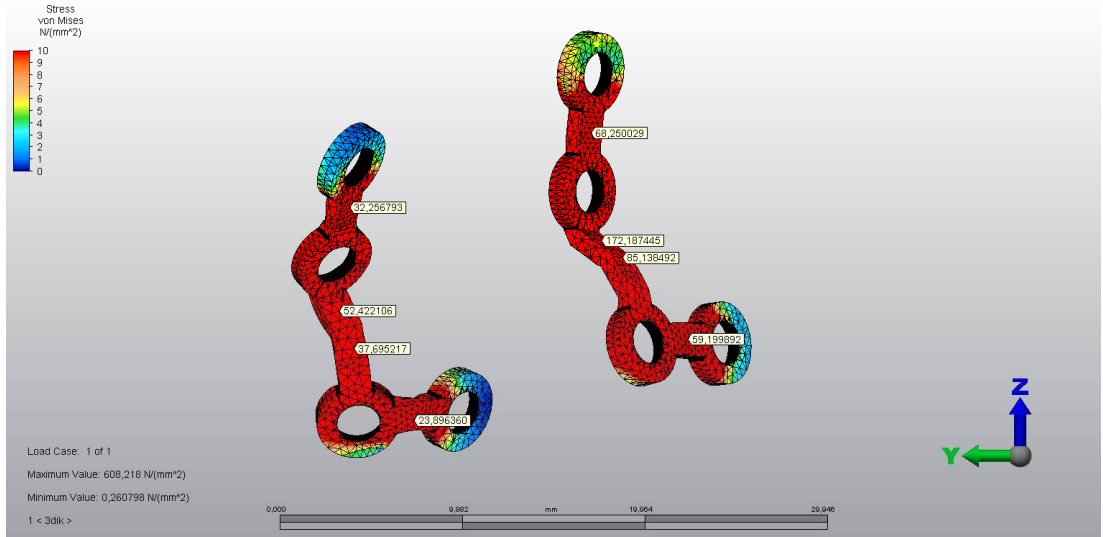
Şekil 4.24 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M-kesi uygulanan çalışma grubundan plarlarda oluşan Von Misses stres dağılımı.



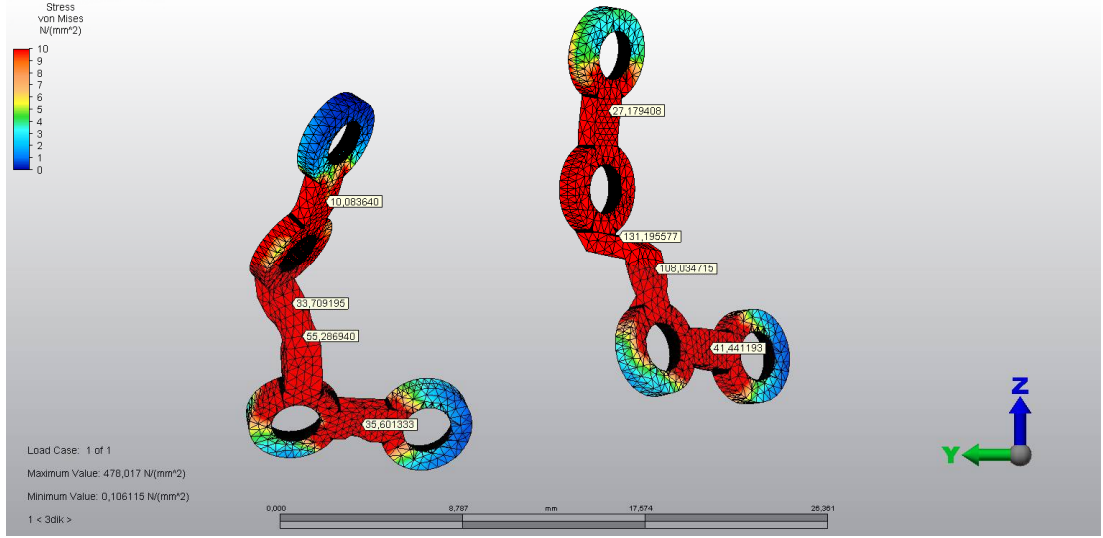
Şekil 4.25 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile M-kesi uygulanan çalışma grubundan plarlarda oluşan Von Misses stres dağılımı.



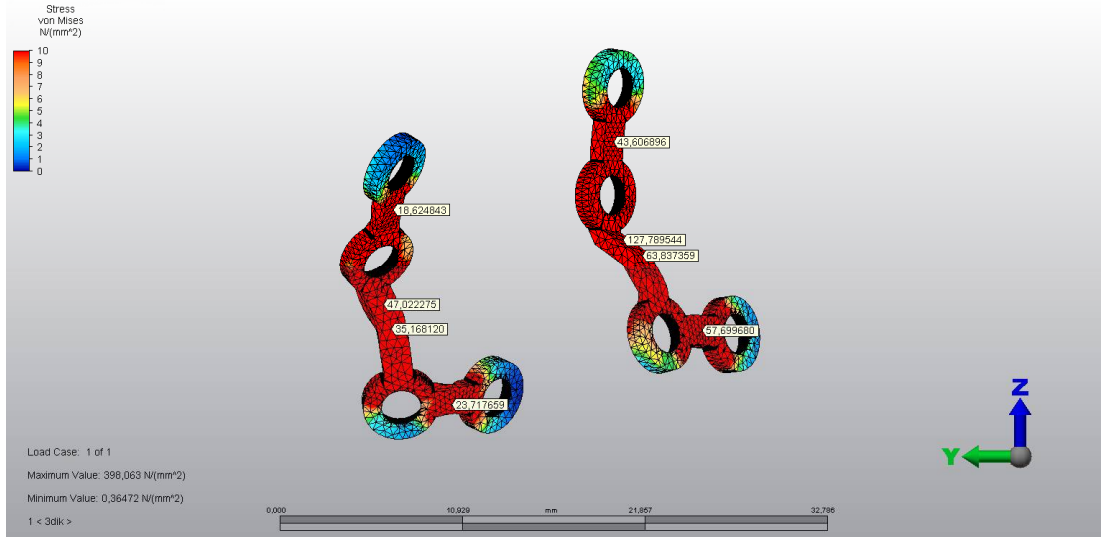
Şekil 4.26 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile düz kesi uygulanan çalışma grubundan plarlarda oluşan Von Misses stres dağılımı.



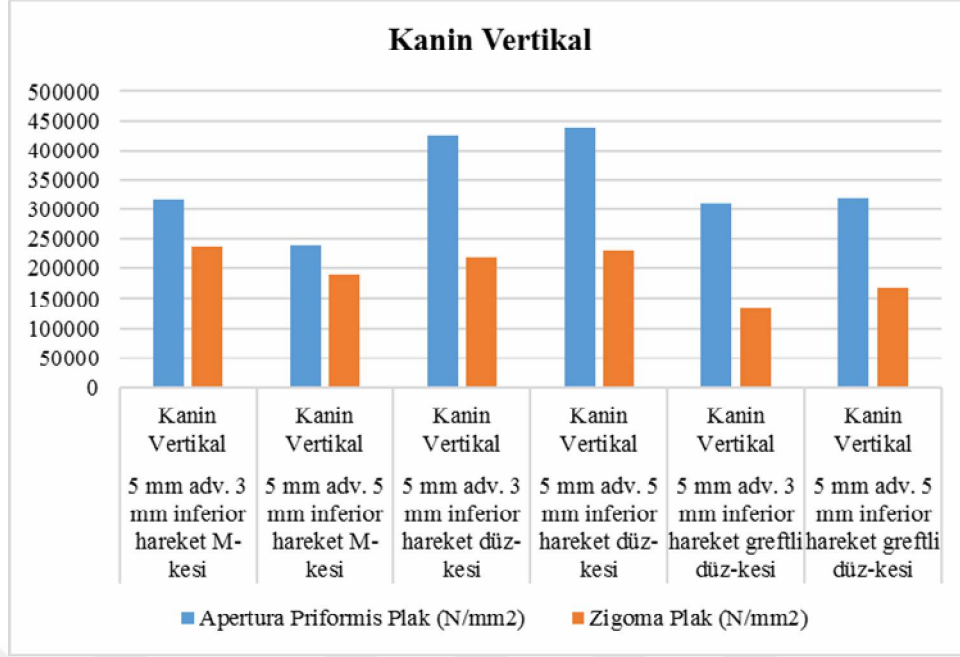
Şekil 4.27 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile düz kesi uygulanan çalışma grubundan plarlarda oluşan Von Misses stres dağılımı.



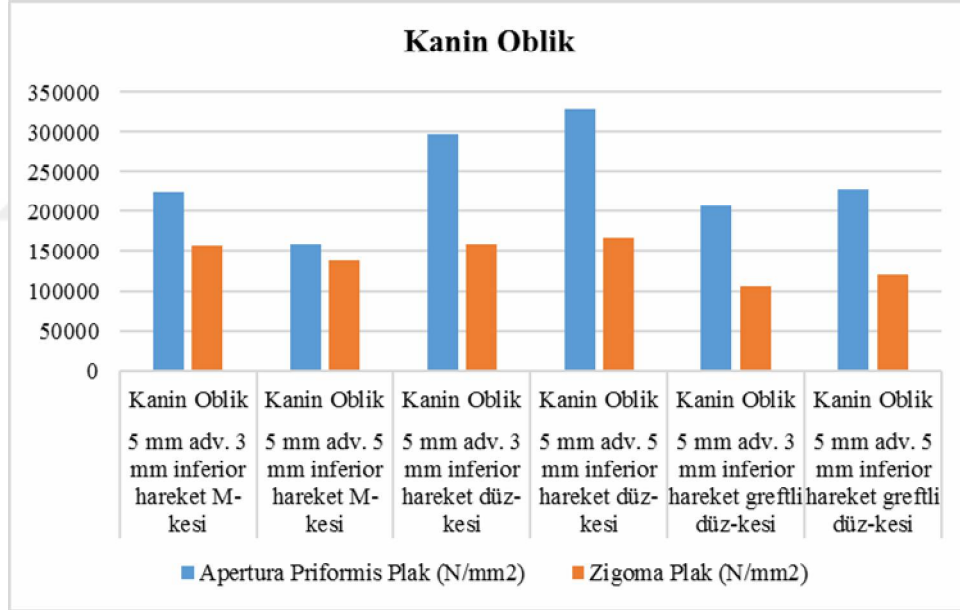
Şekil 4.28 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubundan plaklarda oluşan Von Misses stres dağılımı.



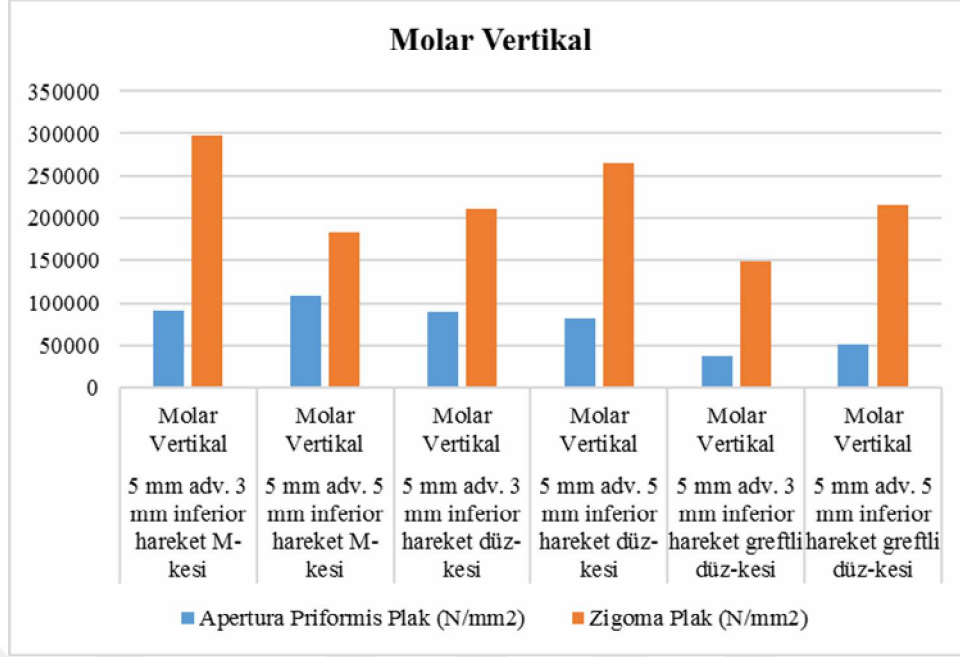
Şekil 4.29 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışma grubundan plaklarda oluşan Von Misses stres dağılımı.



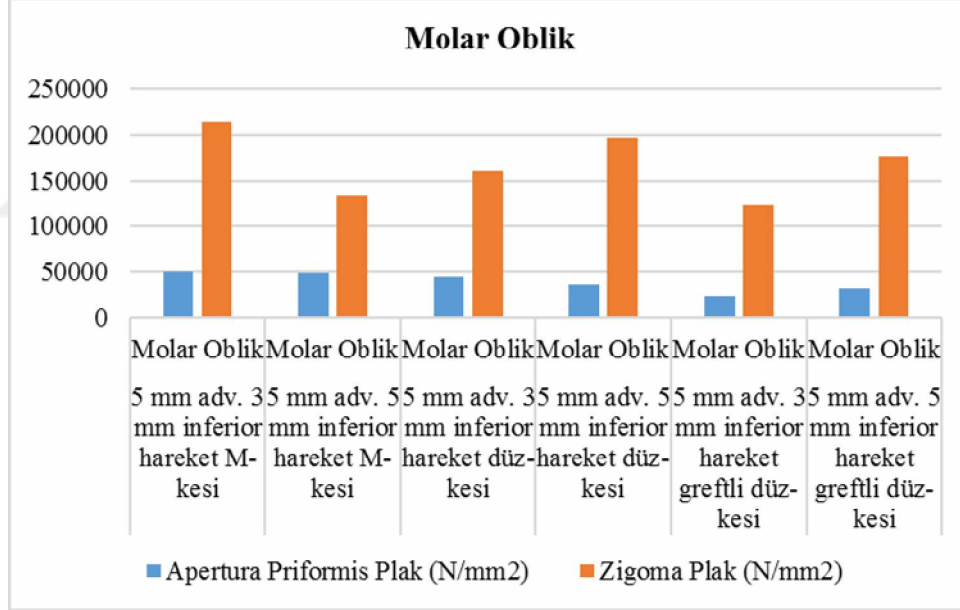
Şekil 4.30 : Apertura priformis ve zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plaklardaki kanin yükleme sonrası toplam vertikal Von Misses stres değerleri.



Şekil 4.31 : Apertura priformis ve zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plaklardaki kanin yükleme sonrası toplam oblik Von Misses stres değerleri.



Şekil 4.32 : Apertura priformis ve zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plaklardaki molar yükleme sonrası toplam vertikal Von Misses stres değerleri.



Şekil 4.33 : Apertura priformis ve zigomatik butress bölgesine yerleştirilen plaklardaki molar yükleme sonrası toplam oblik Von Misses stres değerleri.

4.4 Osteotomi Segmentleri Arasındaki Yer Değiştirme Miktarları

Osteotomi segmentlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarları her eksen için ayrı ayrı saptanmıştır. Osteotomi segmentlerinde belirlenen iki referans noktanın yükleme öncesi ve sonrası yer değiştirme miktarları arasındaki fark alınıp X Y ve Z eksenini için ayrı ayrı hesaplanmıştır (X eksenini mediolateral, Y eksenini antero-posterior ve Z eksenini de superioinferior yönü göstermektedir). Bu hesaplama bize yer

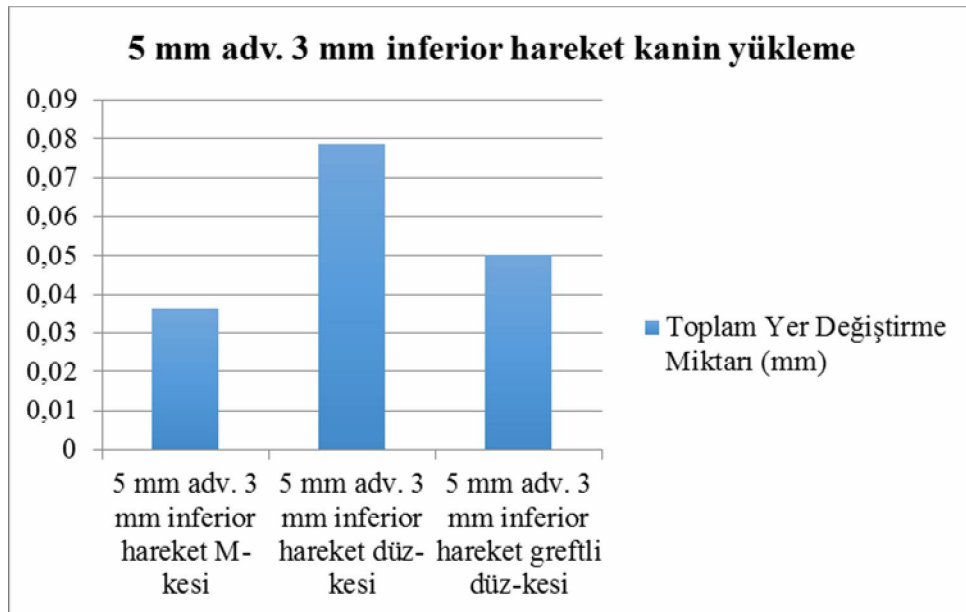
değiştirmenin yönünü vermiş olup bu farkların vektörel toplamları ile segmentler arası toplam yer değiştirme saptanmıştır.

4.4.1 Kanin bölgeden yüklenen modellerdeki yer değiştirme (deplasman) miktarı

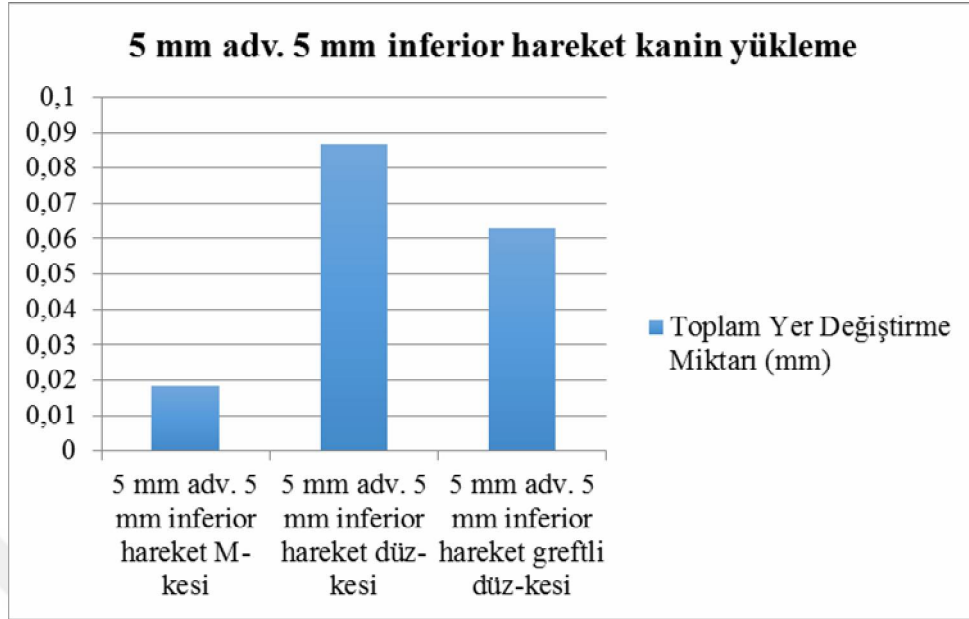
4.4.1.1 Kanin bölgeden vertikal ve oblik yükleme sonrası meydana gelen yer değiştirme miktarı

Kanin bölgeden yüklemenin yapıldığı durumda, 5 milimetre ilerletme ve 3 mm inferior hareket uygulanan çalışma gruplarında M osteotomi uygulanan grupta referans alınan noktalardaki toplam deplasman miktarı 0,03 mm olarak saptanmıştır. 5 milimetre ilerletme ve 3 mm inferior hareket uygulanan greftli düz osteotomi uygulanan çalışma grubundaki segmentler arası hareketlilik miktarı 0,05 saptanırken, greft konulmadan uygulanan düz osteotomi grubunda ise 0,07 mm olarak saptanmıştır.

5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 mm inferior hareket uygulanan çalışma gruplarından elde edilen segmentler arası hareketlilik M osteotomi uygulanan çalışma grubu için 0,01 mm, greftsiz düz osteotomi yapılan çalışma grubu için 0,08 mm, greft konularak düz kesi yapılan çalışma grubu için ise 0,06 mm olarak saptanmıştır. Kanin bölgeden yüklemenin yapıldığı hem vertikal hemde oblik yükleme koşulları için tüm gruplarda M osteotomi uygulanan çalışma grubunda saptanan yer değiştirme miktarı en düşük iken, osteotomize edilmiş segmentler arası hareketliliğin en çok gözlemlendiği çalışma grubu greft konulmadan düz kesi uygulanan kontrol grubu olmuştur.



Şekil 4.34 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile kanin yükleme uygulanan çalışma gruplarındaki toplam deplasman miktarı.



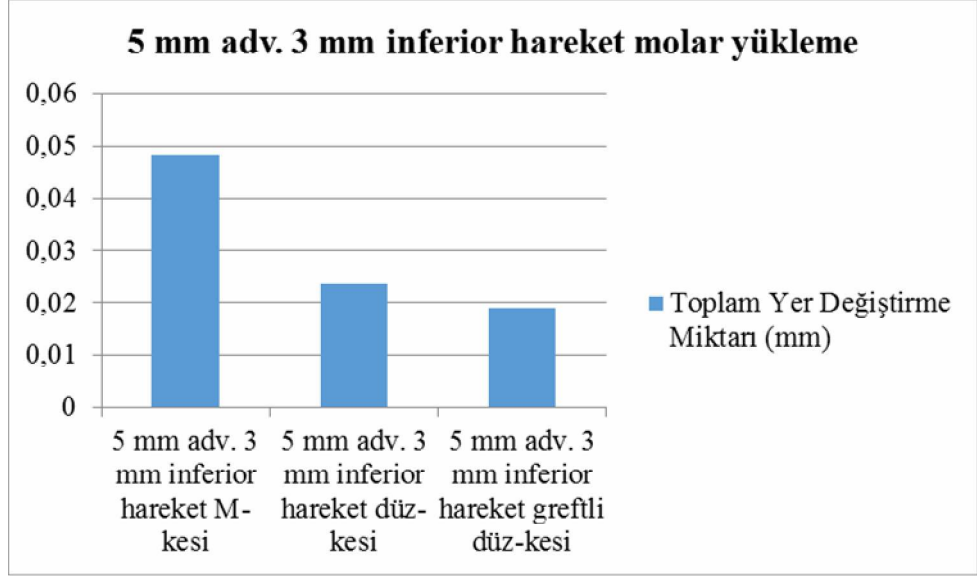
Şekil 4.35 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile kanin yükleme uygulanan çalışma gruplarındaki toplam deplasman miktarı.

4.4.1.2 Molar bölgeden vertikal ve oblik yükleme sonrası meydana gelen yer değiştirme miktarları

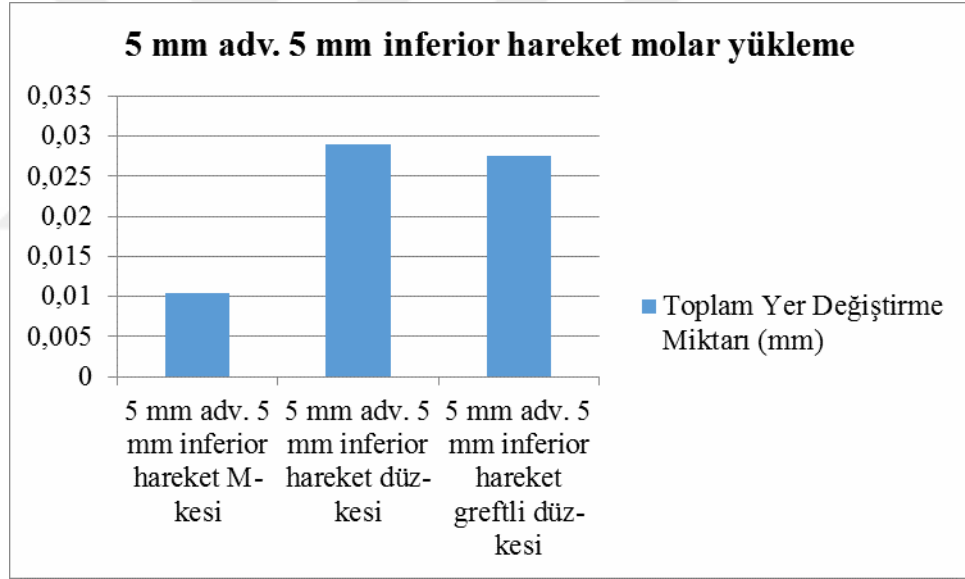
Molar bölgeden yüklemenin yapıldığı çalışma modellerinde, 5 mm ilerletme ve 3 mm inferior hareket uygulanan çalışma modellerindeki total yer değiştirme miktarı M osteotomi çalışma grubu için 0,04 mm olarak saptanmıştır. Greft konulmadan konvansiyonel düz osteotomi grubunda 0,02 mm olarak gözlenirken, osteotomi hatları arasında greft konularak konvansiyonel düz kesi oluşturulan çalışma grubunda deplasman miktarı 0,01 mm olarak bulunmuştur.

5 milimetre maksiller ilerletme ve 5 milimetre inferior hareket uygulanan çalışma gruplarından M osteotomi dizaynı verilen çalışma grubundaki total deplasman miktarı 0,01 mm iken, greft konularak ve greft konulmadan oluşturulan düz osteotomi kesi gruplarındaki total deplasman miktarı 0,02 mm olarak saptanmıştır.

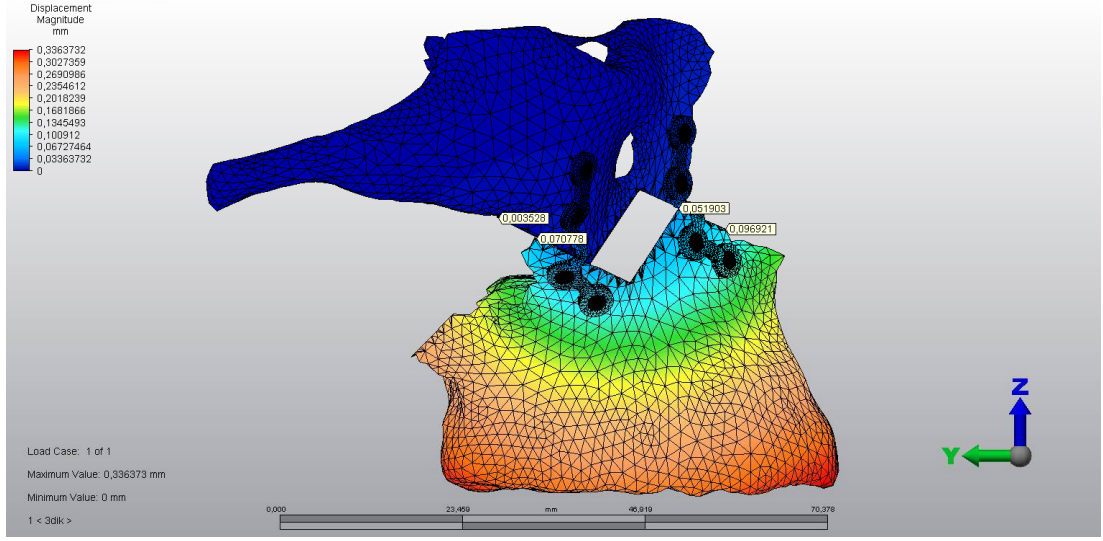
M osteotomi grubu > Greftli düz osteotomi grubu > Greftsiz düz osteotomi grubu



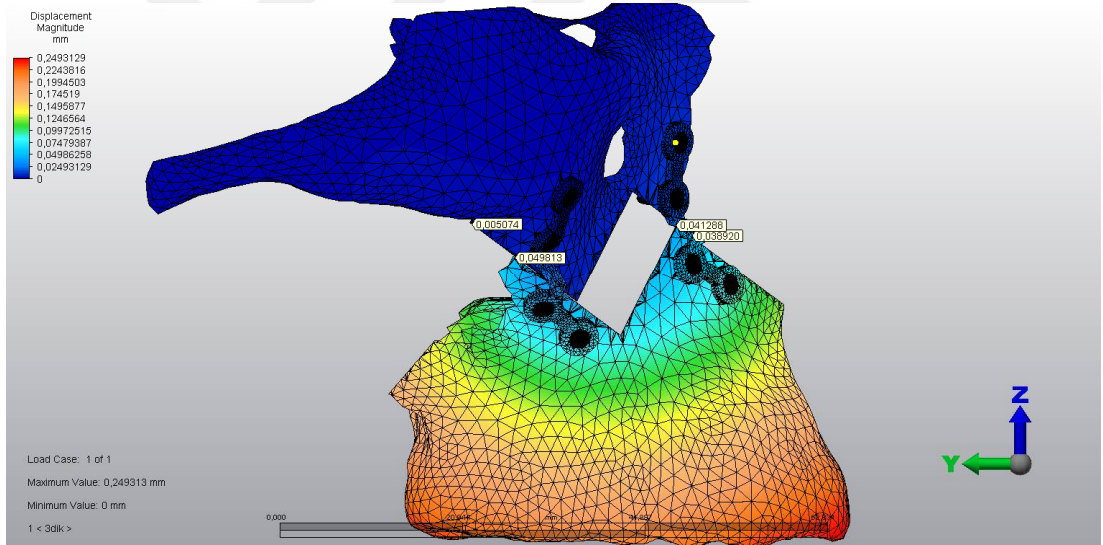
Şekil 4.36 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile molar yükleme uygulanan çalışma gruplarındaki toplam deplasman miktarı.



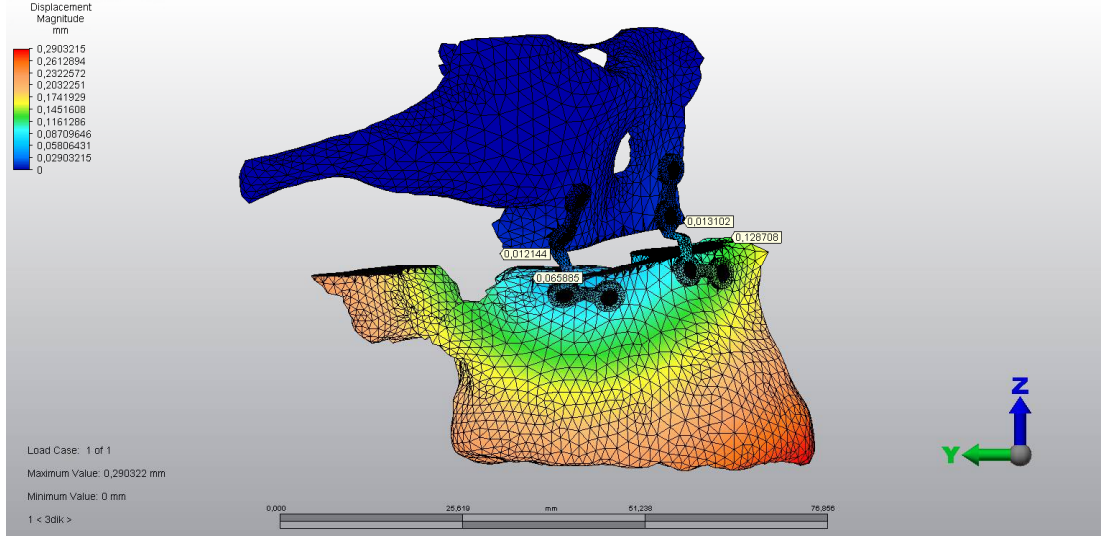
Şekil 4.37 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile molar yükleme uygulanan çalışma gruplarındaki toplam deplasman miktarı.



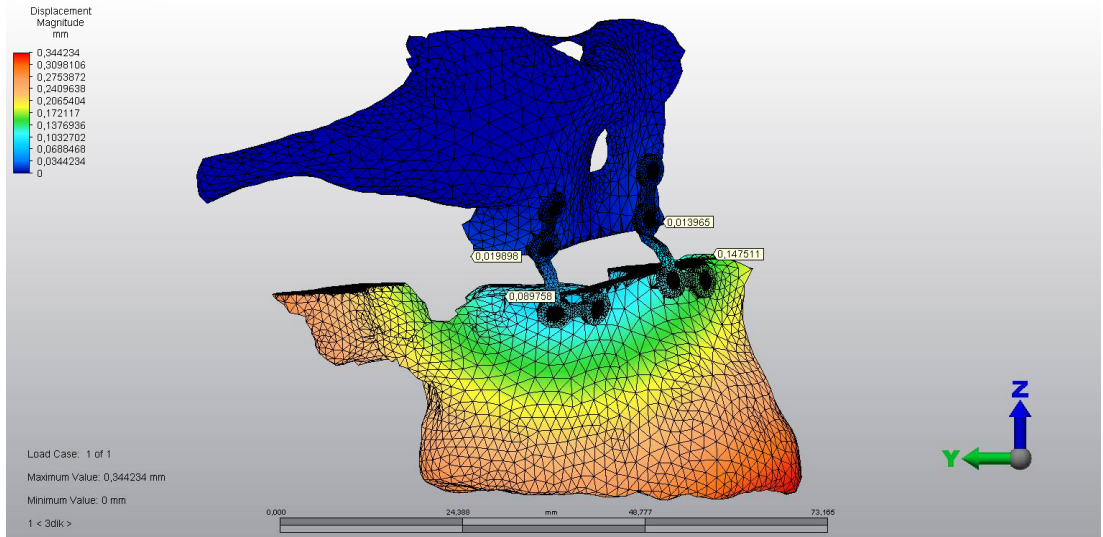
Şekil 4.38 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M-kesi uygulanan çalışma grubunda kanin yüklemesi sonucunda oluşan deplasman miktarı.



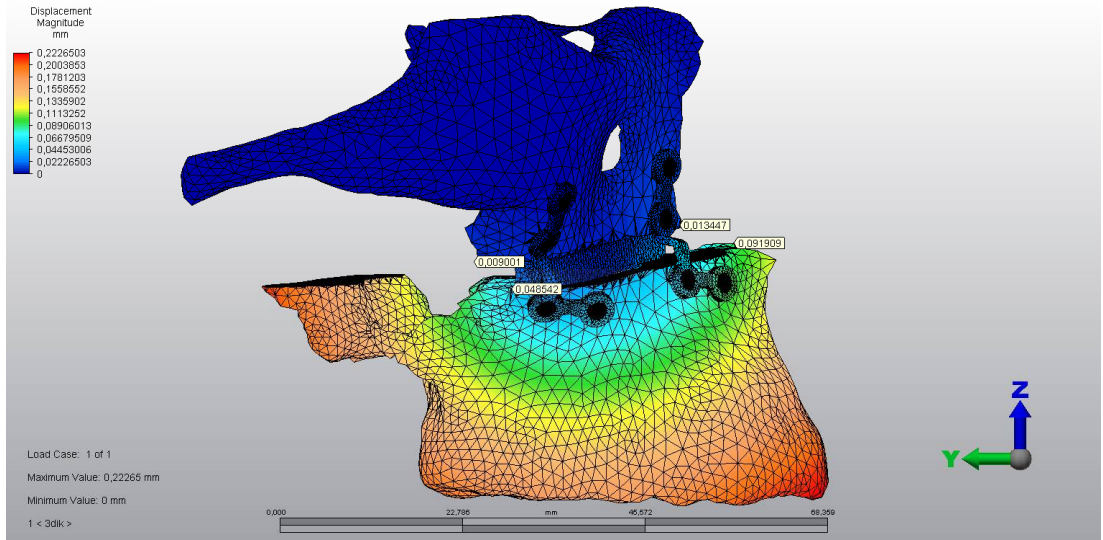
Şekil 4.39 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile M-kesi uygulanan çalışma grubunda kanin yüklemesi sonucunda oluşan deplasman miktarı.



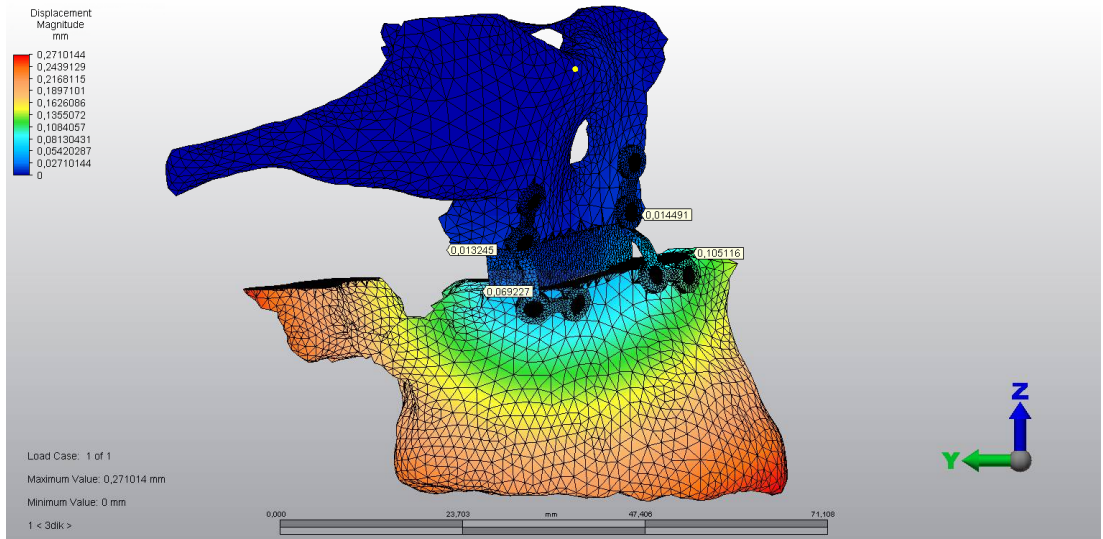
Şekil 4.40 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile düz kesi uygulanan çalışmada kanin yüklemesi sonucunda oluşan deplasman miktarı.



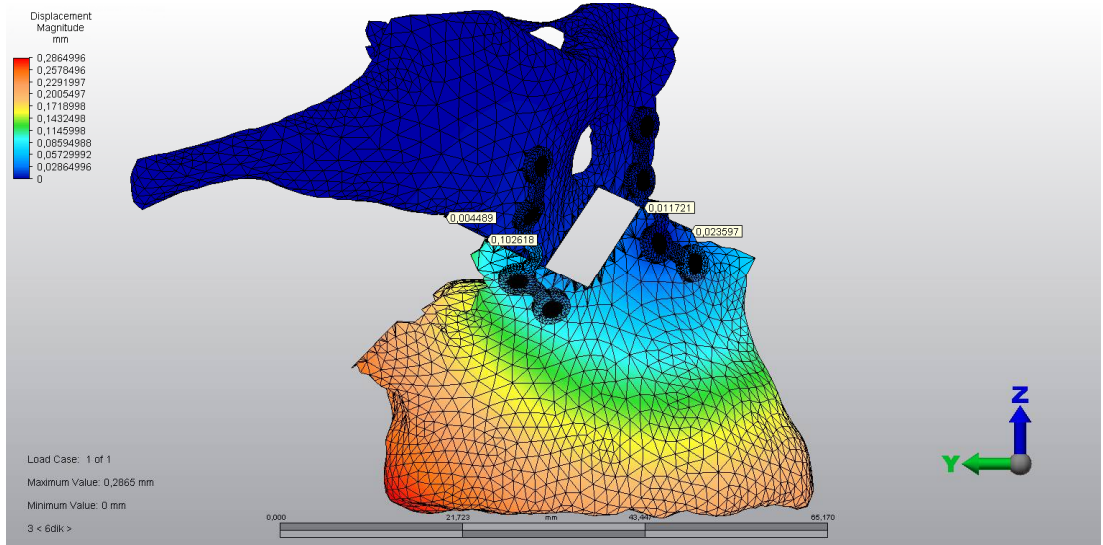
Şekil 4.41 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile düz kesi uygulanan çalışmada kanin yüklemesi sonucunda oluşan deplasman miktarı.



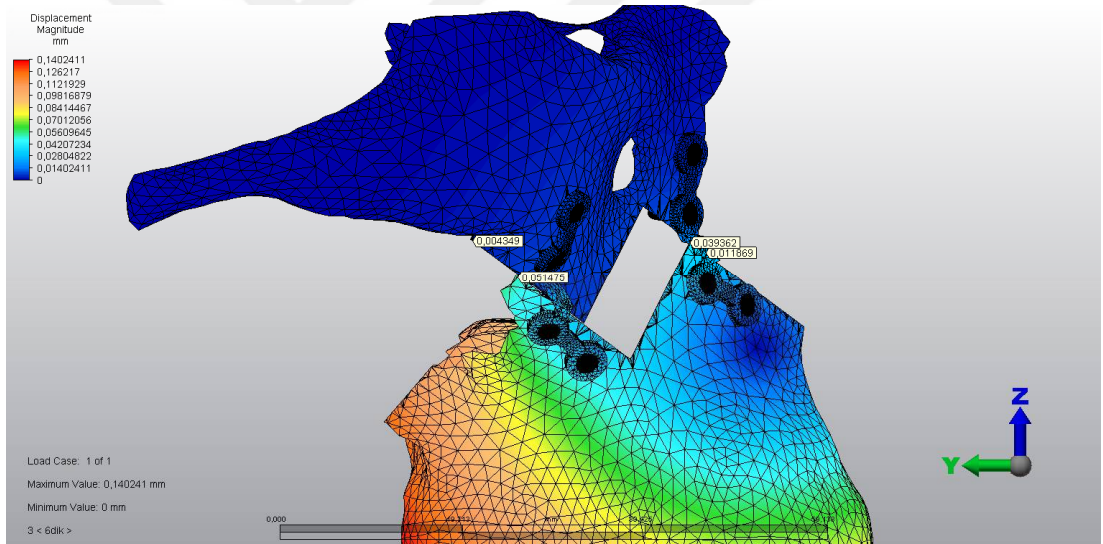
Şekil 4.42 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışmada kanin yüklemesi sonucunda oluşan deplasman miktarı.



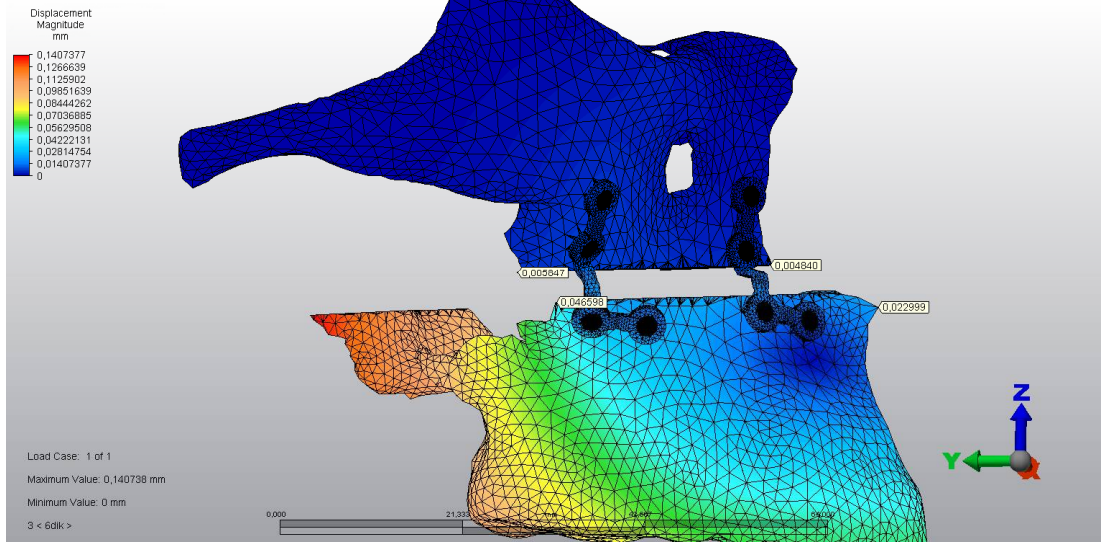
Şekil 4.43 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışmada kanin yüklemesi sonucunda oluşan deplasman miktarı.



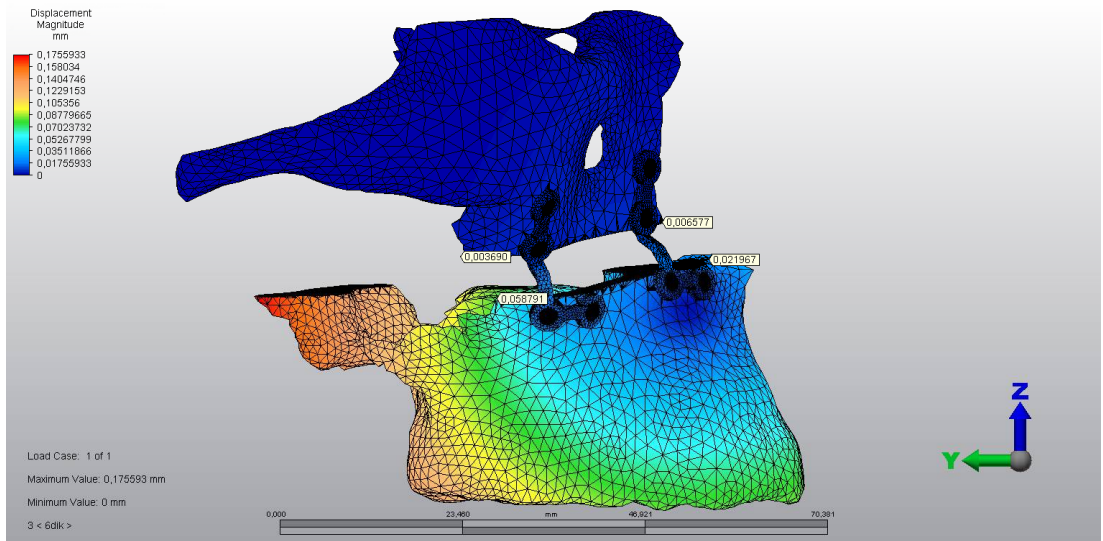
Şekil 4.44 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile M-kesi uygulanan çalışma grubunda molar yüklemesi sonucunda oluşan deplasman miktarı.



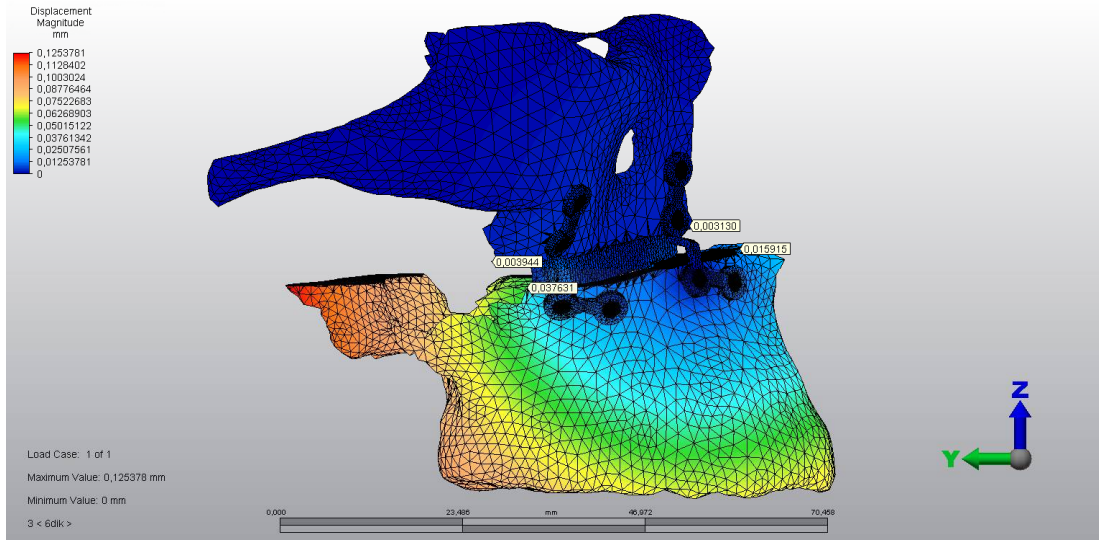
Şekil 4.45 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile M-kesi uygulanan çalışma grubunda molar yüklemesi sonucunda oluşan deplasman miktarı.



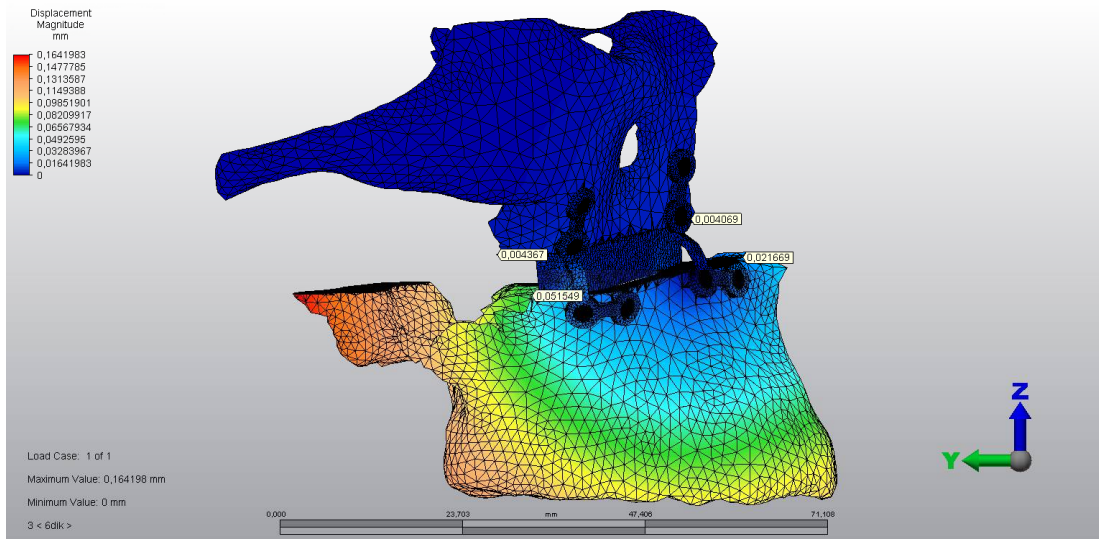
Şekil 4.46 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile düz kesi uygulanan çalışmada molar yüklemesi sonucunda oluşan deplasman miktarı.



Şekil 4.47 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile düz kesi uygulanan çalışmada molar yüklemesi sonucunda oluşan deplasman miktarı.



Şekil 4.48 : 5 mm maksiller ilerletme, 3 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışmada molar yüklemesi sonucunda oluşan deplasman miktarı.



Şekil 4.49 : 5 mm maksiller ilerletme, 5 mm inferior hareket ile greftli düz kesi uygulanan çalışmada molar yüklemesi sonucunda oluşan deplasman miktarı.

5. TARTIŞMA

İlk maksiller osteotomi 1867 yılında Cheever tarafından tekrarlayan epistaksis sebebiyle uygulanmıştır. Maksiller cerrahiye ismini veren Dr. Rene Le Fort, 1900'lü yıllarda kadavra kafalarını yüksek binalardan atarak yüz kırıklarını araştıran kişidir. Denemeleri sonucunda yüz kırıklarının bugünkü ismini aldığı Le Fort kırıkları sınıflaması ortaya çıkmıştır [78]. İlerleyen zamanlarda, 1927 yılında maksillanın tamamının osteotomisi ilk olarak Wassmund tarafından uygulanmış olup, maksillanın beslenmesinin bozulmasından korkulması sebebiyle maksillanın bütün kemik bağlantıları ayrılamamıştır. Maksillanın tam hareketli hale getirilememesi sebebiyle cerrahi sonrası maksillaya elastik traksiyonla yeni şekli ve oküzyonu verilmiştir. 1934 yılında, maksillayı tamamen ayıran ilk cerrah Axhausen'dir. 1965 yılında Obwegeser yaptığı çalışmada, maksillanın tam hareketinin sağlanması ile gerilim kuvvetlerini yok edeceğini ve böylece relapsın daha az olup maksilla konumlandırılmasının daha kolay sağlanacağını belirtmiştir [6, 10, 15].

Ortognatik cerrahi planlama endikasyonları, fasiyal konturların ve asimetrilerin düzeltilmesi, hiperplazik ve hipoplazik maksillaya sahip vakalar, OSAS (Obstrüktif Sleep Aphne Syndrome) vakalarında ya da DDY (Dudak Damak Yarığı) olan vakalarda ideal bir oklüzyon ve estetik elde edilmesi için uygulanmaktadır[79]. Ortognatik cerrahi prosedürler ile maksilla süperior, inferior, anterior, posterior veya transvers yönde, tek parça veya segmental şekilde hareket ettirilebilir. Le Fort I osteotomi uygulamasıyla özellikle maksillanın vertikal yüksekliğini artırmak için uygulanan inferior konumlu hareketleri, operasyon sonrası stabilite açısından en büyük problemlerden biridir [53]. Maksillanın inferior konumlu hareketindeki stabilite problemlerine çözüm bulabilmek amacıyla uygulanacak yöntemlerden biri osteotomi hattında yapılacak değişikliklerdir. Bizde bu fikirden yola çıkarak, günümüz biyomekanik teknolojik gelişmelerinde yardımıyla konvansiyonel Le Fort I osteotomisine modifikasyon getirip rijit maksiller fiksasyon sağladıktan sonra biyomekanik açıdan kesi farklılıklarının etkinliğini araştırmayı amaçladık. Oluşturduğumuz modifiye osteotominin, inferior harekette en sık gözlenen problem

olan relapsa yönelik etkinliğini stres analiz yöntemleri sayesinde bulmak hedeflenmiştir.

Relaps, ortognatik cerrahide öngörülemeyen potansiyel risklerdendir. Ortognatik cerrahide stabilizasyon, uzun dönemde sağlanması gerekli olan temel kriterlerdendir. Maksillanın öne hareketinin ve inferior yöndeki konumlandırma miktarının büyüklüğü, operasyon esnasında tüm birleşim yerlerinden ayrılan maksillanın hareket kabiliyeti, yeni konumuna fikse edilen maksillanın kemik kontak noktalarının oranı ve uygulanan fiksasyon tipi gibi parametreler maksiller osteotomilerde stabiliteyi etkileyen faktörlerdendir. Relapsın bağlı olduğu cerrahi dışındaki parametreler; operasyon öncesi ortodontik tedavi, doğru planlama safhası, bireysel iyileşme kapasitesi, kemik kalitesi ve kasların gerginliğidir [80, 81].

Dowling ve ark. 2005 yılında yaptıkları çalışmada, maksiller ilerletme büyüklüğünün relaps ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Bunun yanında maksiller ilerletme cerrahisi sonrası relapsın genellikle erken dönemde yani cerrahiden sonraki ilk 6 ay içinde yaklaşık %18 oranında saptandığını bildirmişlerdir [82].

Proffit ve ark. 1996 yılında yaptıkları araştırmada, ortognatik cerrahi sonrası relapsı ölçülendiren 'stabilitenin hiyerarşisi' terimini kullanmışlardır. Maksillanın süperior konumlandırılması ve ilerletilmesi istikrarlı iken, maksillanın inferiora konumlandırılmasının istikrarsız olduğunu bildirmişlerdir. Maksiller gömme hareketinin en stabil hareket olduğundan bahsedilirken, maksillanın inferior yönde konumlandırılmasının en az stabil hareket olduğundan bahsedilmiştir. Yine Proffit ve ark. yaptıkları başka bir çalışmada en az 2 mm gömme hareketi yaptırılmış 49 hasta, 5 yıl boyunca izlenmiş olup uzun dönem iskeletsel ve dental değişikliklerin önemsiz seviyelerde olduğunu; önemsenmeyecek derecede minimal uzun dönem değişikliklerin hastaların yaşlarından ve maksillaya segmentasyon yapıp yapılmamasından bağımsız olduğunu bildirmişlerdir [83, 84].

1987 yılında Carlotti ve Schendel'in 30 hasta üzerinde yaptığı çalışmada maksiller ilerletme cerrahisi uygulanmış, 8 hastada operasyon sonrası hareketin beklenenden fazla olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte, iskeletsel stabiliteyi sağlamak için tel osteosentez ile birlikte kemik greftinin yeterli olacağını düşünmüşler ancak 11 mm

maksiller ilerletme cerrahisinin kompleks oluşu, yazarı rijit fiksasyon kullanmaya itmiştir. Günümüzde tel osteosentez ile fiksasyon uygulanmamaktadır [85].

Luyk ve Ward-Booth'un yaptığı çalışmada, 11 hastaya ortalama 3,7 mm horizontal yönde olacak şekilde rijit fiksasyon ile maksiller ilerletme cerrahisi uygulanmış ve cerrahi sonrası 6 hafta intermaksiller fiksasyon gerçekleştirilmiştir. Araştırmacılar, anlamlı bir relaps görülmediğini bildirmişlerdir [51].

Van Sickels ve Kushner'in 1996 yılında, Lee ve ark. 2009 yılında yaptığı çalışmada 5 mm'ye kadar maksiller ilerletmenin stabil olduğu bulunurken, 8 mm'ye kadar olan ilerletmelerde %80 oranında 2 mm'nin altında stabilitede değişiklik meydana geldiği bildirilmiştir [1, 86].

Egbert ve ark. yaptığı çalışmada, maksiller ilerletme cerrahisi yapılan hastalar iki gruba ayrılmış olup tüm operasyonların aynı cerrah tarafından yapıldığı bildirilmiştir. 12 hasta tel osteosentez ile fiksasyon yapıp operasyondan sonra 4 hafta intermaksiller fiksasyona tabi tutulurken, 13 hastaya rijit fiksasyon yapıp operasyondan sonra 4 hafta intermaksiller fiksasyon uygulandığı; çalışma sonucunda operasyondan bir yıl sonra tel osteosentez ile fiksasyon uygulanan grupta daha fazla dikey yerleşim hareketi gözlemlendiği ve rijit fiksasyonun stabiliteyi artırdığı bildirilmiştir [87].

Louis ve ark. obstrüktif uyku apnesi olan ve bimaksiller ilerletme cerrahisi görecekt olan hastaları üç gruba ayırmışlardır. Birinci gruptaki maksiller ilerletme miktarı $4,7\pm 0,8$ mm, ikinci gruptaki $8,2\pm 0,9$ mm, üçüncü gruptaki ise $12,3\pm 2,8$ mm'dir. Çalışmadaki tüm hastalarda maksillada miniplakla, mandibulada ise bikortikal vidalarla fiksasyon sağlandığı belirtilmiştir. Maksillanın daha çok ilerletildiği vakalarda daha çok relaps saptanmış; ancak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadığı belirtilmiştir [88].

Maksiller ilerletme cerrahisi uygulanan Dudak-Damak Yarıklı (DDY) hastalarda, Champy ve ark. yaptığı çalışmalarda Le Fort I cerrahisinin başarısının değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir[89]. Bunun yanında Hörster ve ark. yaptığı çalışmada mini kemik blokları kullanılarak DDY'lı hastalarda maksiller ilerletme cerrahisi uygulanmış olup bu hastalarda blok kemik kullanımını uygulaması ile tam stabilite

iddia eden tek yazar olmuştur. Yapılan çalışmada vakaların takip süresinin 6 ay veya daha az olduğu bildirilmiştir [90].

Quejada ve ark. relapsın, tel osteosentez ile stabilize edilen maksiller osteotomilerin %50'sinden fazlasında maksillomandibular fiksasyon döneminde gerçekleştiğini ve kalan nüksün cerrahi sonrası ilk 6 ay içinde meydana geldiğini bildirmişlerdir [91].

Hedemark ve Freihofer yaptıkları çalışmada, maksiller cerrahi ile inferior hareket uygulanıp tel osteosentez ile fikse edilen 12 hasta incelemiş ve bu hastaları 10'unda relaps gözlendiğini ve maksillanın yukarı doğru hareket ettiğini bildirmişlerdir. Maksillanın inferior hareketinin unstabil olduğu ve tel osteosentezin yanında başka stabilizasyonu artırıcı ihtimallerinde düşünülmesi gerektiği bildirilmiştir [92].

Van Sickels ve Tucker yaptıkları çalışmada, inferior hareket uygulanan maksillada rijit fiksasyonda bile maksillanın cerrahi sonrası dikey olarak etkilenebileceği; operasyon sonrası hareketin kaynaşmamaya sebep olabileceği belirtilmiştir [93].

Ellis ve ark. hint şebekleri üzerinde yaptıkları hayvan çalışmasında, maksillanın inferior hareketi sonrası fiksasyon için farklı fiksasyon tekniklerini kullanmışlar ve maksillanın inferior hareketi sonrası stabilitesini araştırmışlardır. Gruplardan birine inferior hareket sonrası tel osteosentez ile kemik grefti kullanılarak fiksasyon yapılmış, ikinci çalışma grubuna aynı işlem uygulanıp ekstra olarak masseter ve temporalis kaslarının miyotomileri işlemi gerçekleştirilmiştir. Üçüncü gruba maksillanın aşağı hareketlendirilmesi öncesi ağız açıcı bir alet uygulanırken dördüncü gruba rijit fiksasyon uygulanmıştır. Tüm çalışma gruplarında relaps gözlenmiş ancak rijit fiksasyon uygulanan hayvanların en stabil sonuç gösterdiği bildirilmiştir. Bu çalışma grubunu miyotomi uygulanmış çalışma grubu ve sonrasında da ağız açma apareyi uygulanan grup takip etmiştir. En az stabil grup tel osteosenteziyle birlikte kemik grefti uygulanan grup olarak belirtilmiştir [94].

Hedemark ve ark. 1978 yılında yaptıkları çalışmada maksillaya vertikal yönde hareket verdirilen 15 hastaya Le Fort I osteotomi uygulandığı ve vakalarda operasyon öncesi ve sonrası lateral sefalometrik grafiilerin incelendiğini belirtmişlerdir. Inferior hareket uygulanan 12 maksillanın 10'unda relaps gözlendiği bildirilmiştir. Kalan 3 vakaya maksiller gömme işlemi uygulanmış ve 3 hastanın 1'inde superior yönde post-op

hareket gözlenmiştir. Yazar bu sebeple maksillanın vertikal hareketlerinde özellikle inferior hareketin unstabil olduğundan bahsetmiştir [92].

Geliştirilen yeni tekniklerin araştırılması ve uygulanması safhasında, canlı dokuların kullanılması ve canlı doku üzerinde analiz yapılması oldukça güçtür. Etik problemlerle birlikte ortaya çıkan bir takım sorunlar sebebiyle, geliştirilen tekniklerin sanal modeller üzerinde bilgisayar ortamında uygulanması hem çok daha kolay hem de işlevsel olmaktadır. Sonlu eleman analizi (SEA), bu amaçla kullanılan en iyi metodlardandır. SEA metodu ile çözülmek istenen problem basit alt birimlere ayrılarak her biri kendi içinde çözüme ulaştırılır ve böylece problemin tamamı çözülmüş olur. Kullanılan bu yöntem sayısal bir yöntem olup, kompleks bir problemin bilgisayar ortamında çözülmesini sağlar. SEA metodu ile analizi yapılacak yapıyla ilgili fiziksel özelliklerin gerçeğe en uygun şekilde yansıtılması mümkün olmakla birlikte analiz sonucunda ortaya çıkacak gerilme stresi, sıkışma stresi, yer değiştirme miktarı gibi parametrelerin değerlerinin hesaplanabilmesine imkan vermektedir. SEA yöntemiyle, doğru ve gerçeğe en yakın sonuçlar elde edebilmek için analizi yapılacak modelin gerçek doku ve organlara optimum şartlarda benzemesi gerekmektedir. Bu sayede analiz sonrasında elde edilecek sonuçlar gerçeğe en yakın olmaktadır. SEA metodunun kullanım alanları genişlemiş olmakla birlikte mühendisliğin yanında tıp, diş hekimliği, kalp damar cerrahisi, plastik cerrahi ve çene cerrahi gibi branşlarda da kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde SEA metodunun kullanımı, ağız diş ve çene cerrahi, ortodonti, protetik diş tedavisi, endodonti branşlarında giderek artmıştır. SEA ile karmaşık klinik problemler üzerindeki stres durumları karşısında oluşan davranışların analizinin kolaylığı, hekimleri bu yöntemi yüz kırıkları ve fiksasyon sistemleri ile ilgili problemlerin çözümünde kullanmaya sevk etmiştir [95-97].

SEA'nin lineer elastik analiz yöntemi olması dezavantaj olarak değerlendirilebilir. Bunun sebebi, diş hekimliğinde uygulanan kuvvetlerin derecesinin, kuvvetin uygulandığı materyalde sadece elastik deformasyon oluşturacak seviyede olmasındandır. Yapılar stres altındayken belli bir kuvvet miktarına kadar elastik, sonrasında da plastik deformasyon gösterirler [98-100].

SEA'nin ilk kez kullanımı 2006 yılında Nagasao ve ark. tarafından fiksasyon amaçlı kullanılan vidaların çapları ve stabilite arasındaki ilişkiyi göstermek üzere yapılan

çalışmalarında belirtilmiştir. Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır [101].

Ataç ve ark. ile Erkmen ve ark. SEA seri çalışmalarında, modellere yapılan Le Fort I osteotomi sonrası maksilladaki hareket miktarını iki gruba ayırmışlardır. Gruplar maksillanın antero-inferior konumlandırılması ve süperior konumlandırılması (maksiller gömme) şeklinde ikiye ayırmıştır. Bu iki grupta Le Fort I cerrahi sonrası 2'li ve 4'lü plak fiksasyon sistemleri karşılaştırılmıştır. Kemiğin yapısının izotropik, homojen ve lineer elastik olarak kabul edildiği çalışmada bir gruba apertura priformisin lateralinden 2 mm'lik 2 adet mini L plak ve 4'er adet monokortikal vida fiksasyonu sağlanmış; diğer çalışma grubuna ise yine apertura priformisin lateralinden 2 adet 2 mm'lik mini plak ve zigomatik butress bölgelerinden 2 adet 2 mm'lik düz mini fiksasyon plağı uygulanıp 4'er adet monokortikal vida fiksasyonu sağlanmıştır. SEA ile plaklardaki Von Misses stres değerine, kemikteki asal gerilim değerine bakılmıştır. Maksiller ilerletme sonrası 2 plak fiksasyonu uygulanan modellerde, oblik kuvvet etkisi altında en yüksek Von Misses stres ve asal gerilim değerleri saptanmıştır. Maksiller ilerletme sonrası 4 plakla fikse edilen modellerde daha düşük Von Misses stres değeri ve Pmax izlenmiştir. Maksillada 4 mm süperior hareket uygulanan çalışma grubu için 4 plak ile fiksasyon sağlanan modellerdeki stres parametreleri 2 plak fiksasyonu modellerinden daha düşük çıkmış olup 4 plaklı fiksasyon sisteminin uzun dönemli stabilitenin sağlanması açısından kullanımının önemi belirtilmiştir. 5 mm maksiller ilerletme ve 4 mm inferior hareket uygulanan çalışma grubunda ise en yüksek stres değerlerinin 2'li fiksasyon sisteminde elde edildiği ve 2'li sistemlerin kemik plak ve vida üzerine gelen stres açısından çok daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir [102].

Murray ve ark. 2003 yılında retrospektif yaptıkları çalışmada maksiller ilerletme amacıyla Le Fort I cerrahisi yapılmış 32 hastada 2'li ve 4'lü plak sistemleri arasındaki fiksasyonu karşılaştırmış, araştırmanın sonucunda iki sistem arasında iskeletsel değişimler bakımından anlamlı fark bulunamadığını bildirmişlerdir [103].

Coşkunes ve ark. SEA metodu ile bir hastanın tomografik görüntüsünden elde edilen üç boyutlu maksilla modelinde maksiller ilerletme cerrahisi sonrası fiksasyon sistemi ve kemik üzerinde oluşan stresleri incelemişlerdir. Elde edilen modele konvansiyonel Le Fort I ilerletme operasyonu uygulanmış, maksilla 5 mm ve 10 mm ileri alınarak simülasyon yapılmıştır. Bir çalışma grubunda apertura priformisin lateralinden 1,7 mm'lik Leibinger standart 5 delikli L titanyum mini plak; diğer gruba ise 1,7 mm 11 delikli hazır bükümlü titanyum miniplak uygulanmış ve fiksasyon sağlanmıştır. Çiğneme kuvvetlerini simule etmek amacıyla insizal bölgeden 125 N, molar bölgede 250 N olacak şekilde statik vertikal kuvvetler uygulanmıştır. Modellerde oluşan deplasman miktarı, plaklarda meydana gelen Von Misses stres değerleri, kemikte oluşan asal gerilim değerlerine bakılmıştır. Maksiller ilerletmenin 5 mm'den az olduğu modellerde hazır bükümlü titanyum miniplak modellerin geleneksel 2 plak sistemine iyi bir alternatif oluşturabileceği sonucu elde edilmişken; ilerletmenin 5 mm'den fazla olduğu durumlarda ve maksillanın vertikal hareketlerinde saptanan sonuçların tartışmalı olduğu ve ek çalışmalara ihtiyaç duyulduğu bildirilmiştir.

Uçkan ve ark. 2009 yılında yaptıkları çalışmada, üç boyutlu modellerde konvansiyonel Le Fort I cerrahisi ile 5 mm maksiller ilerletme sonrası kullanılan titanyum ve rezorbe olan fiksasyon sistemlerinin stabiliteyi SEA ile karşılaştırılmıştır. Modellere uygulanan kuvvetler insizal bölge için 44 N ve 125 N olup, molar bölge için 250 N'dur. Modellere uygulanan kuvvetler sonrası SEA ile oluşan yer değiştirme miktarı ve asal stres değerlerine bakılmıştır. Çalışma gruplarından titanyumla fiksasyon sağlanmış modellerden elde edilen sonuçlar, modellerin uygulanan tüm kuvvetler altında stabilitesini korudukları yönüyle; rezorbe olabilen fiksasyon sistemlerinde elde edilen sonuç 44 N'un üzerinde ısırma kuvvetleri varlığında plakların kırılması ile vida deformasyonu ve başarısızlığın arttığı şeklindedir. Modellerde oluşan yer değiştirme miktarı, 125 N'luk çiğneme kuvvetlerinin uygulandığı çalışma gruplarında, rezorbe olabilen sistemlerin kullanıldığı modellerdeki deplasman miktarının titanyum sistemlerinin kullanıldığı modellerden 6 kat fazla olduğu; maksimum asal gerilimin 8 kat fazla olduğu bulunmuştur. Anterior ısırma kuvvetleri sonucu posteriordaki plaklarda yüksek stresler saptanmıştır. Bunun sebebi, anterior ısırma kuvvetlerinin maksillada rotasyonel harekete sebep olmasından gelmektedir. Posterior ısırma kuvvetleri sonucu maksilla anteriora hareket gösterdiğinden, anterior plaklarda yüksek stres saptandığı

bildirilmiştir. Biyomekanik açıdan iki fiksasyon sistemi karşılaştırıldığında, titanyum sistemlerin kuvveti absorbe ettiği, kemiğe kuvvet aktarımından kaçındığı gözlenmiştir. Rezorbe olabilen plak sistemlerinin kuvveti direkt olarak kemiğe ilettiği ve bunun sonucunda plağın kolay deformasyona uğradığı görülmüştür. Bu durumun, vida etrafındaki kemikte stres oluşumuna sebep olduğu ve dolayısıyla kemikte rezorpsiyona sebep olduğu bildirilmiştir. 5mm maksiller ilerletme uygulanmış modellerde 2 adet L plak kullanmışlardır ve insizalden olacak şekilde çiğneme kuvveti uygulamışlardır. Bu çiğneme kuvvetleri altındaki analizlerde, titanyum miniplak ve vidaların uygulanan bütün kuvvetler altında stabil durduğu ancak rezorbe olabilen sistemin 44 N'dan yüksek insizal kuvvetlere karşı dayanıksız olduğunu bildirmişlerdir [104].

Epker ve Wolford 1976 yılında, tüm maksiller ilerletme olgularında posterior maksiller greftleme ile ilgili 10 mm'den fazla ilerletme yapılacaksa vakalarda greftleme yapılması gerektiğini bildirmişlerdir. Epker ve Wolford'un belirttiği bu kılavuz daha sonra revize edilerek 0,5 cm'den fazla ilerletme yapılacaksa mutlaka greftleme yapılması gerektiği şeklinde bildirilmiştir[50]. Maksiller inferior hareket uygulanan cerrahilerde interpozisyonel kemik grefti kullanımı oluşan osteotomi boşluklarına yumuşak doku migrasyonunu önlemek, kemik iyileşmesini hızlandırmak, karşıt oklüzal kuvvetlere karşı fiziksel bariyer oluşturmak gibi görevler üstlenmektedir. Rosen ve ark. 1989 ve 1991 yılında yaptıkları çalışmada, interpozisyonel kemik grefti olarak otojen kemik kullanımının (iliak greftin) altın standart olduğunu bildirmişlerdir [105]. İliak kemik greftinin altın standart olmasının ana sebebi yüksek osteojenik potansiyele sahip olmasının yanında immünolojik reaksiyon gözlenmemesidir. Bunun yanında, iliak kemik grefti alınması için ikinci bir cerrahi saha oluşturulması gerekliliği ve alt ekstremitte kısıtlılığı gibi dezavantajları bulunmaktadır [106].

Egbert ve Waite yaptıkları çalışmada, interpozisyonel greft konulmadan maksiller ilerletme cerrahisi yapılmasında %10-26 arasında relaps oranı gözlenirken, greft kullanımıyla birlikte bu oranın %6-7'lere düştüğünü bildirmişlerdir [87, 107].

Araujo ve ark. 1978 yılında yaptıkları çalışmada, greft uygulanmış ve greft uygulanmamış iki çalışma grubu arasında yapılan araştırmada, maksiller ilerletme cerrahisi sonrası relaps potansiyeli açısından iki grup arasında büyük fark

bulmuşlardır. Çalışma gruplarının ortalama ilerletme miktarı 6 mm olarak belirlenmiştir. Greftli çalışma grubunda gözlenen relaps miktarı %0-5 arasında iken, greft kullanılmayan çalışma grubunda gözlenen relaps miktarı %31 ile %68 arasında bulunmuştur. Ayrıca çalışma sonucunda, cerrahi stabilite ve plak fiksasyonu yeterli ise iskeletsel maksillomandibular fiksasyon sağlanabiliyorsa, operasyon sonrası ideal interdijitasyon elde edilip hareket miktarı 5 mm'den az ise, maksiller ilerletme cerrahilerinden sonra pterigomaksiller kemik greftlerinin rutin olarak kullanımının endike olmadığı belirtilmiştir. Bu parametrelerden bir veya birkaçı elde edilemezse, operasyon sonrası stabilite elde edilmesinde interpozisyonel kemik greftlerinin kullanımının gerekliliği bildirilmiştir [108].

Ortognatik cerrahide maksillanın geriye konumlandırılması ve süperior yönde hareketinin stabil sonuçlandığı bilinirken, konvansiyonel Le Fort I osteotomisi ile maksillanın inferior ve anterior yönde hareket ettirilmesi kemik boşlukları ile sonuçlanmakta ve bunu nüks olguları takip etmektedir [54, 109]. Nüksün önlenmesi amacıyla kemik greftleri boşlukları doldurmak için kullanılsa da, osteotomi sahasındaki yetersiz kemik temasına bağlı primer kemik iyileşmesindeki gecikme sebebiyle uzun süreli stabilite problemleri ile karşılaşmaktadır [110]. Modifiye Le Fort I osteotomisi planlanırken, cerrahi sonrası instabilite potansiyelinin bilinmesi önemlidir. Bu sebeple üç boyutlu ortognatik cerrahi simülatörü ile hassas üç boyut transferi sağlanmalıdır. Dijital planlama ile operasyon bilgisayara tam olarak yansıtılırsa cerraha ameliyat öncesi ve sonrası maksiller butresslarda oluşturulacak osteotomi yerlerinin görselleştirilmesi sağlanır. Maksiller deformite onarımında hipoplaziye bağlı kısa yüz sendromuna sahip hastalarda sıklıkla konkav bir profil bulunmaktadır. Bu hastalarda profili düzeltmek ve yüz hatlarını iyileştirmek adına maksillanın cerrahi olarak ileri ve aşağı yönde hareket ettirilmesi gerekmektedir. Ortognatik cerrahide, maksillanın setback (geriye konumlandırılması) hareketi ve gömme hareketinin stabil sonuçlara yol açtığı bildirilirken, konvansiyonel Le Fort I osteotomisi ile maksillanın inferior ve anterior yönde hareket ettirilmesi kemik boşlukları ile sonuçlanmakta ve bunu nüks olguları takip etmektedir. Nüksün önlenmesi amacıyla kemik greftleri oluşan boşlukları doldurmak için kullanılsa da, osteotomi sahasındaki yetersiz kemik temasına bağlı primer kemik iyileşmesindeki gecikme sebebiyle uzun süreli stabilite problemleri ile karşılaşmaktadır [110]. Bu sebeple modifiye osteotomi yöntemler araştırılmaktadır. Modifiye Le Fort I

osteotomisi planlanırken, cerrahi sonrası instabilite potansiyelinin bilinmesi önemlidir. Bu sebeple üç boyutlu ortognatik cerrahi simülatörü ile hassas üç boyut transferi sağlanmalıdır. Bu dijital planlama ile yer değiştirme tam olarak yansıtılarak ameliyat öncesi ve sonrası görselleştirme sağlanır. Jünger ve ark. tarafından yapılan çalışmada oblik osteotomiler ile konvansiyonel Le Fort I teknik modifiye edilmiştir. Çalışmada oblik osteotomi, antero-inferior yönde planlanan toplam maksiller hareket miktarı vektörüne paralel olarak gerçekleştirilir. İlerletme ve inferior hareket miktarına bağlı olarak oluşacak üçgenin açısı dijital ortamda saptanmalıdır. Apertura priformisin lateralinden başlayan oblik kesinin paralelliğine ve açısına sahip ikinci bir oblik kesi zigomatik butress bölgesinde oluşturulur. Maksiller sinüsün ön duvarı hem ince oluşu hemde kemik iyileşmesinde stabiliteye katkısının azlığından dolayı bu bölge osteotomileri birleştirmek için kullanılır ve her iki tarafta M şekilli Le Fort I osteotomi oluşturulur. Bizde çalışmamızda maksiller ilerletme ve inferior cerrahi planlamasında M osteotomi modellenmesinde Jünger ve ark. tarafından belirtilen tedavi protokolü takip edilerek kesi uygulanmış; oluşturulan osteotomi hattının apertura priformis laterallerine ve zigomatik destek bölgelerine yerleştirilen standart 4 delikli Le Fort plağı ile fiksasyon sağlanmıştır. Konvansiyonel Le Fort I tekniği ile oluşturduğumuz M kesi arasında kortikal kemikteki çekme ve sıkışma kuvvetleri (Pmax ve Pmin), plaklarda ve vidalarda oluşan Von Misses stresleri ve segmentler arasındaki yer değiştirme (deplasman) ölçümleri SEA ile değerlendirilmiştir.

Jünger ve ark. yaptığı çalışma sonucunda, iki hastada osteotomi ile ilgili problem bildirilmiştir. Şiddetli maksiller ekstrüzyonu olan bir hastada maksillanın 7 mm öne alınması, modifiye edilmiş Le Fort I osteotomisinin standart prosedürden daha iyi olmadığını gösteren yetersiz kemik temasıyla sonuçlanmış; başka bir hastada osteotomi dizaynı çok vertikal olmuş ve bu maksiller yükseklik artışının planlanandan fazla olmasına sebep olduğundan planlanan yüksekliği elde etmek için maksiller butress bölgesinden kemik çıkarıldığı bildirilmiştir. Modifiye Le Fort I osteotomi geometri kurallarına göre tasarlanır ve gerçekleştirilir; maksilladaki eş zamanlı inferior deplasmana rağmen, maksiller butressin bulunduğu bölgede kemik teması oluşur. Bu sayede osteotominin dizaynı sayesinde kemik greftleri kullanımı önlenebilir. Bizimde çalışmamızda amaçladığımız, maksiller vertikal yetersizliği olan hastalar için modifiye Le Fort I osteotomi ile maksilla yeniden konumlandırıldıktan sonra kemik temasının korunabilmesidir. Bu sayede maksillada öne ve aşağı hareket

planlandığında, dikey yöndeki stabilitenin ekstra önem kazandığı akıl tutulması gereken bir konudur.

Bunun yanında Reyneke ve Measureik yaptığı çalışmada, maksillanın aşağı ve öne doğru konumlandırıldığı hareketlerde elde edilen kararlı sonuçların güvence altına alınması için çeşitli çalışmaların yapıldığından bahsetmişlerdir. Bu çalışmalardan en çok dikkat çiğneme kasları tarafından uygulanan olumsuz yukarı doğru bastırmaya karşı yani süperior harekete karşı koyulmuştur. Maksillada inferior konumlandırmanın miktarı, cerrahi öncesi model analizi ile belirlenip oluşacak kemik boşluğu miktarına göre nöromuskuler sistemin beklenen dikey yüksekliğe adapte edilmesini kolaylaştırmak için ameliyattan önce bir adaptasyon interoklüzal splint uygulanabilir veya operasyon sonrası dönemde zigomatik bir destek sağlamak amaçlı zigomaya pin yerleştirilip kasların 'pumping' hareketine karşı konulabilir. Konulan pin 12 ile 16. Hafta arasında in situ bırakılır. Modifiye M osteotominin kullanımı, maksiller ilerletme miktarının vertikal artış miktarına eşit veya daha büyük olduğu durumlarda sınırlıdır. Planlanan vertikal artış miktarı ilerletmeden fazla olduğunda bu tekniğin kullanımı sınırlıdır. Uygulamasında sınırlı olmasına rağmen tekniğin hala birçok olumlu yönü vardır. Cerrahi sırasında dikkatli planlama ve doğru ölçüm gereklidir. Measureik ve ark. göre modifiye osteotominin standart Le Fort I osteotomi yöntemine göre daha az veya hiç kemik grefti gerektirmesinin yanında konvansiyonel yöntemden daha kararlı olduğu kanıtlanmıştır [111].

Yang ve ark. 2012 yılında yayınladıkları makalede maksillanın inferior yönde konumlandırılmasının stabilite açısından en az stabil hareket olarak bilindiği ve bu sebeple kemik kontak noktalarını çoğaltarak operasyon sonrası stabiliteyi artırmayı hedefledikleri modifiye edilmiş Le Fort I osteotomi çalışmasını bildirmişlerdir. Çalışmada maksiller vertikal yetersizliği olan vakalarda maksillanın inferior pozisyonlandırılması gerektiği ancak Proffit ve ark. 2007 yılında bahsettiği gibi inferiora pozisyonlandırılmanın bilinen en az stabil hareket olduğundan bahsetmişlerdir. Stabilitenin azalmasında etkili olan faktörlerden bazıları çiğneme kuvvetlerinin artması, yetersiz uygulanan veya hiç uygulanmayan kemik greftlerinin varlığı ve yetersiz stabilizasyondur [112]. Makalede kas sisteminin adaptasyonu için cerrahi öncesi ağız açıklığını artırıcı plakların kullanımından, operasyon esnasında bilateral koronoidotomi veya pterigomasseterik miyotomi uygulamalardan bahsetmiş ve bu uygulamaların operasyon sonrası artmış yüz yüksekliğine adaptasyonu

kolaylaştırdığından bahsedilmiştir. Bunların yanında maksillanın miniplakla rijit fiksasyonu, interpozisyonel kemik greftlerinin kullanımı ve simultane mandibular cerrahi uygulanmasının oklüzal kuvvetleri azaltarak stabilitenin artmasına yardımcı olacağından bahsedilmiştir [81, 113, 114]. Operasyon sonrası stabil sonuçlar elde edebilmek için, ortognatik cerrahi prosedürde direk kemik teması olması çok önemlidir. İnterpozisyonel kemik greftleri ile birlikte rijit fiksasyonun kullanılması operasyon sonrası stabiliteyi artırırken, uzun dönemli takiplerde hala vakaların %20'sinden fazlasında relaps izlendiği belirtilmektedir [113]. Uzun dönem operasyon sonrası stabilitenin az olması, yetersiz veya hiç kemik kontağı olmaması sebebiyle primer kemik iyileşmesinin sağlanamaması ve dolayısıyla uzun dönemde stabilitede azalma gözlenmesi sebebiyle Yang ve ark. konvansiyonel Le Fort I osteotomi tekniğini lateral nazal duvardan açılı olarak geçecek şekilde modifiye etmişler ve modifiye açılı osteotomi tekniği oluşturmuşlardır. Bu sayede maksilla inferior pozisyonda hareket ederken direk kemik temasının kaybolmayacağı ve primer kemik iyileşmesi sayesinde operasyon sonrası stabilitede artış olacağından bahsetmişlerdir. Makalede 27 çift çene operasyonu geçirecek hasta çalışmaya dahil edilmiştir. 2 mm'den az inferior hareket uygulanan hastalar çalışma dışı bırakılmıştır. Hastalar maksillanın hareket miktarına göre iki gruba ayrılmış; bir gruptaki hastalar 4 mm ve daha az inferior pozisyonlandırılmaya tabi tutulurken diğer gruptaki hastalara 4 mm'den daha fazla inferior pozisyonlandırılma uygulanmıştır. Makalede cerrahi teknik, apertura priformis bölgesinde kemik yüksekliği elde edebilmek için lateral nazal duvar harici tüm kemik noktalarında konvansiyonel Le Fort I osteotomi kesisi yapıldığı ancak kesinin devamının lateral nazal duvar bölgesinden apertura priformis kenarına kadar olan kısmında, kemik kesisinin testere ucunun postero-süperior yönde açılı konumlandırılmasıyla apertura priformis lateralindeki kesinin açılı dizayn edildiğinden bahsedilmiştir. Çalışma sonucunda, cerrahiye girmeden önce ve girdikten 1 hafta sonra alınan lateral sefalometrik grafiler incelenmiş, 2-4 mm arasındaki maksiller inferior hareket miktarında gözlenen operasyon sonrası stabilite, eğimli uygulanan çalışma grubunda daha stabil bulunmuştur. Nüksetme eğiliminin 1 mm'den daha az olduğu saptanmış ve bunun kemik iyileşmesi esnasında remodelingden kaynaklanabileceğinden bahsedilmiştir. Maksillanın inferior yöndeki hareketi mandibular oklüzal yüklerden etkilenir. Mandibulanın saatin tersi yönündeki hareketi (counterclockwise), alt kesici dişlerin ileri ve yukarı hareketine neden olup üst kesici dişler üzerindeki oklüzal kuvveti artırır; bu da maksillayı yukarı doğru itme

eğilimi anlamına gelmektedir. Bu sebeple her hastaya eş zamanlı mandibular geri alma (setback) işlemi uygulanmıştır. Makalede eğimli konvansiyonel Le Fort I osteotominin en büyük avantajının interpozisyonel kemik grefti ihtiyacı olmadan kemik temaslarının sağlanmasıyla elde edildiğinden bahsedilmiştir. İnterpozisyonel kemik grefti olarak ağırlıklı otojen iliak kemik greft kullanımı, ilave bir cerrahi saha ve greft olarak kullanılan kemikte rezorpsiyon meydana gelmesi gibi dezavantajlarının varlığından, hidroksiapatit blok kemik greft kullanımının ise enfeksiyon riskini artırmakla beraber manipülasyonunun zor olduğundan bahsedilmiştir. Bu sebeplerden dolayı eğimli Le Fort I osteotomi ile bu sorunların dikkate alınması gerekmediği bildirilmiştir. Yang ve ark. makalede Jünger ve ark. 2003 yılında yaptıkları modifiye osteotomiye göndermede bulunarak M şekilli osteotominin iki adet Z şekli verilmiş kesi hattının birleştirilmesiyle oluştuğundan, lateral maksiller butresstaki Z keside ileri ve aşağı yönde harekette kemik kontağı elde edilebilirken medial butresstaki keside ileri ve aşağı harekette kemik temasının kaybolduğundan bahsetmişler ve bunun sebebinin maksillanın anatomik şeklinden dolayı olduğunu bildirmişlerdir. Bu durumda, oklüzal kuvvetlerin sadece zigomatik butress değil aynı zamanda apertura priformis bölgesinde etki edeceğinden inferior hareketlerde apertura bölgesinde kemik temasının alınmasının öneminden bahsedilmiştir.

Çalışmamızın analizinde üç boyutlu sonlu eleman analizinin tercih edilmesindeki en önemli sebeplerden biri vital doku ve organlarda stres ve yer değiştime analizlerini yapmanın zorluğudur. Bu nedenle, bilgisayar ortamında oluşturulan sanal çalışma modelleri üzerinde gerçek dokularda oluşturmak istediğimiz çalışmaların yapılması kolaylaşmaktadır. Analiz sonucunda elde edilen stres analiz verilerinin güvenilirliği, çalışma modellerinin gerçek doku ve organlara yakın olmasıyla doğru orantılıdır. Analizi yapılacak veri ne kadar gerçeğine benzerse sonuçların gerçeğe yakınlığı o kadar doğru ve güvenilirdir. SEA avantajlarının yanında, lineer elastik bir analiz yöntemi olduğundan bazı dezavantajlara da sahiptir. Bu bilgi şu noktada önem kazanmaktadır; diş hekimliğinde uygulanan kuvvetler sadece elastik deformasyona uğratabileceği düzeydedir. Oysaki kuvvet uygulanan yapı belli bir dereceye kadar elastik, sonrasında plastik deformasyon göstermektedir. Çalışmamızda analizini yaptığımız maksilla modeli hasta BT'leri arasından seçilmiş, plaklar ve vidalar ise örnek materyallerin taranması ve sisteme aktarılmasıyla oluşturulmuştur. Çiğneme

kuvvetleri güncel literatürden Graf ve ark. çalışmasına göre belirlenmiştir. Sınır koşullarının tayininde kemik, plak ve vidalardaki stresleri belirleyebilmek adına çığneme kuvvetleri simüle edilmiştir.

Vida-plak sistemlerinde oluşabilecek hatalar, kemiğin kalitesi ve ameliyat sonrası dönemde operasyon sahasında oluşan stresler vidalarda gevşemeye sebep olmaktadır. Bunun yanında vidaların uygulanması esnasında meydana gelen sıkışma stresleri kemikte rezorpsiyon oluşmasına sebep olabilmektedir. SEA'de sıkışma gerilimlerini ifade eden analiz minimum principal stres iken, çekme gerilimlerini ifade eden analiz maksimum principal stres olup kemik gibi kırılğan dokularda kırılma riskini değerlendirmemizi sağlar. Vidaların stres analizinde kullanılan yöntem ise Von Misses stres analizidir. Çalışmamızdaki modellerde Von Misses stres, M osteotomi uygulanan çalışma grubunda vidalara binen Von Misses stres değeri açısından belirgin seviyede düşük çıkmıştır. Greft uygulanan osteotomi grubu ile M kesi uygulanan osteotomi grubu kıyaslandığında, greft uygulanıp konvansiyonel Le Fort I osteotomi uygulanan çalışma modellerinde çok az da olsa daha düşük vida Von Misses stres değerleri elde edilmiştir. Vidalarda biriken streslerin en yoğun olduğu bölgeler osteotomi hattının iki yanına yerleştirilen vidalarda saptanmıştır. Dolayısıyla stresin daha yoğunlaştığı bu bölgelerde vidada gevşeme görülebileceği beklenmektedir. Maksiller ilerletme miktarı tüm çalışma gruplarımızda 5 mm olup inferior hareket miktarı değişmektedir. Inferior hareket miktarının 3 mm'yi aştığı durumlarda vidalar üzerinde biriken streslerde artış saptandığı görülmektedir. Inferior hareketin 5 mm olduğu çalışma gruplarında vida stres skorlarının yüksek çıkması, vidalama esnasında bu gruplara daha çok özen gösterilmesi gerektiğini göstermektedir. Bu çalışma gruplarında özellikle osteotomi hattının iki yanına yerleştirilecek vidalarda kemiğin kalınlığının izin verdiği ölçüde uzun vida boylarının tercih edilmesi gerekliliği göz önünde bulundurulmalıdır.

Kemik dokusunda stres analizi değerlendirilmesinde maksimum ve minimum principal (asal) gerilim değerleri bize fiksasyon bölgeleri ve osteotomi hattındaki kortikal kemikteki biriken stres değerlerini vermektedir. Maksimum principal (Pmax) stresler açısından çalışma modelleri arasında yapılan karşılaştırmada stresin en fazla biriktiği yer hem 3 mm hemde 5 mm inferior hareket uygulanan çalışma grupları için kanin yüklemde apertura priformis plakta ve M kesi uygulanan çalışma grubunda gözlenirken molar yüklemde ise en fazla stres greft uygulanmadan konvansiyonel Le

Fort kesisi uygulanan çalışma gruplarında gözlenmiştir. M osteotomi kesisi, kemik temasını kaybetmediğinden ve bu kemik temasları oklüzal kuvvetlere karşı stop görevi gördüğünden, en fazla stresin bu bölgelerde yoğunlaşması bize bu kemik temas bölgelerinde fiksasyonun dikkatli ve hatasız bir şekilde yapılması gerektiği bilgisini vermektedir. Inferior hareket sonrası artan oklüzal kesici basıncı, kanin yükleme ile molar yükleme arasındaki farkı bize açıklamaktadır. Kanin yüklemede M osteotomideki artan stres birikimi, molar yüklemede karşımıza çıkmamaktadır. Bunun sebebinin inferior hareket bağlı artmış anterior oklüzal kuvvetler olduğu düşünülmektedir.

Le Fort I osteotomi sonrası uygulanan plak fiksasyonu safhasında, zamana bağlı plak deformasyonu veya kırılma görülebilmektedir. Titanyum gibi bükülebilir cisimlerin analizinde kullanılan parametre Von Misses stres (VMS) değeridir. Çalışmamızın analizinde kanin ve molar yükleme koşullarının simülasyonu ayrı ayrı yapılmıştır. Çalışmamızdaki modellerde VMS değerleri arasında en yüksek streslerin kaninden hem vertikal hem oblik tüm yükleme koşullarında ve tüm çalışma grupları arasında greft uygulanmadan konvansiyonel Le Fort I kesisi yapılan çalışma gruplarında saptanmıştır. Elde edilen bu sonuç beklediğimiz bir sonuçtur. Bütün plaklarda en yüksek stres değerleri plakların büküm noktalarında yoğunlaşmıştır. Bunun yanında tüm molar yükleme koşullarında gözlenen en yüksek plak Von Misses stres değerleri M osteotomi dizaynı verilmiş çalışma modellerinde gözlenmiştir. M osteotomi çalışma gruplarında inferior hareket miktarından bağımsız olarak tüm çalışma gruplarında en yüksek plak stres değeri gözlenmesinin osteotomi dizaynına bağlı olduğu düşünülebilir. Jünger ve ark. çalışmasına paralel olarak uygulanan M kesi, iki adet Z şeklinde osteotominin maksiller sinüs ön duvarında birleştirilmesiyle oluşturulmuştur. Maksiller sinüs ön duvarının ince oluşu ve stabilizeye katkısının az oluşu, molar yüklemelerde plak streslerinin bu bölgelerde yoğunluk artışı göstermesini açıklamaktadır. Fiksasyon sistemlerinin başarısı, plak ve vida çevresindeki kemikte rezorpsiyona sebep olmayacak kadar stres birikmesiyle ölçülür. Plak ve vida çevresindeki kortikal kemikte meydana gelebilecek rezorpsiyon klinik başarısızlık nedenlerindedir. Fiksasyon sistemleri, gelen oklüzal basınçları ne derece absorbe ederse kemiğe o derece az kuvvet iletimi olmaktadır. Kemiğin rezorpsiyon göstermeden devamlılığını sürdürebilmesi için 56 MPa değeri sınır teşkil etmektedir

[115]. Çalışma gruplarımızda kortikal kemikte maksimum ve minimum asal stres değerleri açısından bu sınır değere hiç bir modelde ulaşılmamıştır.

Osteotomi segmentlerinde belirlenen noktalar arası yer değiştirme miktarı (deplasman), kanin bölgeden hem molar hem oblik yükleme sonucunda, hem 3 mm hemde 5 mm inferior hareket uygulanan çalışma modelinde en az deplasman M osteotomi uygulanan grupta gözlenmiş olup bunu greftli grup takip etmektedir. En çok deplasmanın gözlendiği greftsiz konvansiyonel Le Fort I osteotomi grubu olup bu hareket miktarının olması beklenen seviyededir. M osteotominin dizaynından kaynaklanan kemik temaslarının varlığı ve interpozisyonel greft uygulanması, oklüzal kuvvetlere karşı kemik segmentler arasında deplasmanı önleyici stop görevi üstelenmektedir. Bunun yanında kemik iyileşmesiyle ilgili sonuçların SEA ile elde edilememesi, operasyon sonrası M osteotominin interpozisyonel greft uygulandığı gruplara göre üstünlüğü bilgisini bize net olarak vermemektedir. SEA yöntemiyle elde ettiğimiz ‘çalışma gruplarından hem 3 mm hemde 5 mm inferior hareket grubunda M osteotomi çalışma grubu yer değiştirme miktarının azlığı açısından üstündür’ bulgusunun kemik iyileşmesi açısından klinik çalışmalarla desteklenmesi, yorumların doğruluğunu artıracaktır.

Osteotomi segmentleri molar bölgeden yükleme sonucunda, 3 mm inferior hareket miktarına sahip çalışma grubu için en az yer değiştirmeyi greft uygulanan konvansiyonel Le Fort I grubunda göstermiştir. Elde edilen en fazla deplasman M osteotomi çalışma grubunda gözlenmiştir. Kanin yüklemenin aksine molar yüklemde 3 mm inferior hareket grubuyla 5 mm inferior hareket grubu arasında deplasman sıralaması açısından paralellik gözlenmemektedir. Molar bölgeden gelen oklüzal kuvvetler, keser bölgeden uygulanan kuvvetlerin aksine segmentlerde daha çok antero-inferior yönde harekete sebep olmaktadır. Çalışma grupları arasındaki farklılık bu oklüzal çiğneme paterni ile açıklanmaktadır. Bunun yanında SEA matematiksel temel bazlı bir yöntem olduğundan, elde edilen sonuçların kesin yargısı klinik çalışmalarla desteklenmeden elde edilemez. SEA ile elde ettiğimiz hareket miktarının fazlalığı veya azlığı, stres miktarları gibi parametrelerde net sonuçlar çıkarmak yerine genel bir çerçeve üzerinden değerlendirme yapmak daha doğru olacaktır. Araştırılan kesi farklılıklarının etkinliği SEA çalışmasının yanında in vivo çalışmalarla desteklenmesi, sağlıklı sonuçlar elde edilmesini sağlayacaktır.

6. SONUÇLAR

Maksiller ilerletme ve aşağı konumlandırma hareketi verilen çalışma gruplarında uygulanan iki farklı Le Fort I osteotomi kesi tekniğinin etkinliğinin araştırıldığı sonlu eleman analizi çalışmamızda şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Çalışmamızda kullandığımız M osteotomi yöntemi ile geleneksel düz Le Fort I osteotomi yönteminin sonlu eleman analizi metodu ile biyomekanik ve stabilite açısından karşılaştırılması ile ilgili başka herhangi bir sonlu eleman analizi çalışmasının literatürde olmaması, bizim çalışmamızın ilk çalışma niteliği taşımasına neden olmaktadır.
2. Her ne kadar birçok değişkenin sabit alınması gerekliliği sonlu eleman analizi çalışmalarının dezavantajı olsa da, sonlu eleman analizi çalışmaları literatürce desteklenen, biyomekanik çalışmaların güvenle yapılmasını sağlayan çalışmalardır.
3. Vidalar arası stres dağılımına baktığımızda, hem 3 mm hem de 5 mm aşağı pozisyonlandırma gruplarında molar yükleme koşulunda M osteotomi kesinin kullanımının vidalardaki Von Misses stres değerleri azalttığı görülmüştür.
4. Vidalar arası stres dağılımında kanin yükleme koşulunda 3 mm aşağı konumlandırmada M şekilli osteotomi üstün iken, 5 mm aşağı konumlandırmada greft konularak yapılan geleneksel osteotomi grubu üstün çıkmıştır. Bunun sebebi, M osteotomide aşağı doğru yapılan hareket miktarı arttığında apertura priformis lateralindeki kemik kontak miktarının azalması olabilir.
5. Plak üzerinde oluşan Von Misses stres değerleri incelendiğinde, gruplar arasında M osteotomi ile greftli geleneksel düz osteotomi arasında önemli farklılıklar saptanmamıştır.

6. Kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde, M osteotomide kemik kontak noktalarının olması, kemiği sıkıştırma yönünde etki eden kuvvetler karşısında kemikte çok daha az stres birikimine neden olmuştur. Kemikte gerilme oluşturacak yönde etki eden kuvvetler karşısında, gerilme kuvvetlerine en iyi karşılık veren osteotominin geleneksel greftli düz osteotomi grubu olduğu gözlenmiştir.
7. Kemikte oluşan asal gerilim değerleri incelendiğinde, M osteotomi ile greft konulan geleneksel düz osteotomi grupları, greftsiz geleneksel düz osteotomi grubundan üstün çıkmıştır. Bunun yanında M osteotominin greft ihtiyacını ortadan kaldırması ve ikinci bir cerrahi saha gerektirmemesi, geleneksel greftli düz osteotomiye göre avantajlarıdır.
8. SEA ile klinik çalışmaların planlanmasından önce, hastanın tomografik veri girişi, analiz programına aktarılıp ameliyat bilgisayar ortamında yapılabilir. M osteotominin şekli her hastada kemik yapıya ve planlanan harekete göre farklılık gösterir. Bu sebeple M osteotomi planlanan hastalarda ameliyat öncesi dijital planlama yapmak ameliyat başarısını artırır.
9. Sonlu eleman analizi çalışmasının kemik iyileşmesi ile ilgili bilgi vermemesi, bize sonlu eleman analizi çalışmalarının kısıtlılığını göstermektedir. Stres parametreleri değerlerinin yanında M osteotominin kemik iyileşmesi üzerinde olumlu etkisinin klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] **Van Sickels, J.E. and D. Richardson.** (1996). *Stability of orthognathic surgery: a review of rigid fixation.* British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 34(4): p. 279-285.
- [2] **Steinhäuser, E.** (1996). *Historical development of orthognathic surgery.* Journal of cranio-maxillo-facial surgery. 24(4): p. 195-204.
- [3] **Steinhäuser, E.** (2003). *Retrospective view of the development of malocclusion surgery and prospects.* Mund-, Kiefer-und Gesichtschirurgie: MKG. 7(6): p. 371-379.
- [4] **Blair, V.P.** (1907). *Operations on the jaw bone and face.* Surg Gynecol Obstet. 4: p. 67-78.
- [5] **Cheever, D.** (1867). *Naso-pharyngeal polypus, attached to the basilar process of occipital and body of the sphenoid bone successfully removed by a section, displacement, and subsequent replacement and reunion of the superior maxillary bone.* Boston Med Surg J. 8(162): p. 72.
- [6] **Drommer, R.B.** (1986). *The history of the "Le Fort I osteotomy".* Journal of maxillofacial surgery. 14: p. 119-122.
- [7] **Bauer, R.E. ve M.W.** (2014). *Ochs, Maxillary orthognathic surgery.* Oral and Maxillofacial Surgery Clinics. 26(4): p. 523-537.
- [8] **Miloro, M.** (2004) *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery.* Vol. 1: PMPH-USA.
- [9] **Schuchardt, G.** (1942). *Ein Beitrag zur chirurgischen Kieferorthpadie unter Berücksichtigung ihrer fur di Behandlung angeborener und erworbener Kiefer deformitäten bei soldaten.* Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd. 9: p. 73-89.
- [10] **Axhausen, G.** (1934) *Zur Behandlung veralteter disloziert geheilter Oberkieferbrüche.* Dtsch Zahn Mund Kieferheilk. 1: p. 334-339.
- [11] **Moore, F. ve T. Ward.** (1949). *Complications and sequelae of untreated fractures of the facial bones and their treatment.* Plastic and Reconstructive Surgery. 4(6): p. 570.
- [12] **Converse, J.M. and H.H. Shapiro.** (1952). *Treatment of developmental malformations of the jaws.* Plastic and Reconstructive Surgery. 10(6): p. 473-510.
- [13] **Hausamen, J.-E.** (2001). *The scientific development of maxillofacial surgery in the 20th century and an outlook into the future.* Journal of cranio-maxillo-facial surgery. 29(1): p. 2-21.
- [14] **Trauner, R. and H. Obwegeser.** (1957). *The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty: Part I. Surgical procedures to correct mandibular prognathism and reshaping of the chin.* Oral surgery, oral medicine, oral pathology. 10(7): p. 677-689.
- [15] **Obwegeser, H.** (1965). *Surgery of the maxilla for the correction of prognathism.* Schweizerische Monatsschrift fur Zahnheilkunde= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie. 75: p. 365.

- [16] **Obwegeser, H.L.** (1969). *Surgical Correction Of Small Or Retrodisplaced Maxillae The "dish-face" Deformity*. Plastic and reconstructive Surgery. 43(4): p. 351-365.
- [17] **Bell, W.H., J.D. Jacobs, and J.G. Quefada.** (1986). *Simultaneous repositioning of the maxilla, mandible, and chin treatment planning and analysis of soft tissues*. American journal of orthodontics. 89(1): p. 28-50.
- [18] **Bell, W.** (1975). *Bone healing and revascularization after total maxillary osteotomy*. Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965). 33(4): p. 253-260.
- [19] **Warnekros, L.** (1917). *Allgemeines über Schienenbehandlung bei Kieferbrüchen und die Befestigung von Goldschienen unter dem losgelösten Periost mit und ohne Verwendung eines Transplantats*, in *Chirurg und Zahnarzt*. Springer. p. 25-69.
- [20] **Spiessl, B.** (1974). *Osteosynthesis in sagittal osteotomy using the Obwegeser-Dal Pont method*. Fortschritte der Kiefer-und Gesichts-Chirurgie. 18: p. 145-148.
- [21] **Spiessl, B.** (1974). *Trauma as an emergency*. Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie. 84(9): p. 915.
- [22] **Champy, M., F. Härle, and B.C. Terry.** (2009). *Atlas of craniomaxillofacial osteosynthesis: microplates, miniplates, and screws*. Thieme.
- [23] **Proffit, W.R., R.P. White, and D.M. Sarver.** (2003). *Contemporary treatment of dentofacial deformity*, Mosby.
- [24] **Ernst, A., M. Herzog, and R.O. Seidl.** (2006). *Head and neck trauma: An interdisciplinary approach* : Thieme Medical Publishers.
- [25] **Heidemann, W. ve K.L. Gerlach.** (1999). *Clinical applications of drill free screws in maxillofacial surgery*. Journal of cranio-maxillo-facial surgery. 27(4): p. 252-255.
- [26] **Greenberg, A.M. and J. Prein.** (2007). *Craniomaxillofacial reconstructive and corrective bone surgery: principles of internal fixation using AO/ASIF technique*. Springer Science & Business Media.
- [27] **Orringer, J.S., V. Barcelona, and S.R. Buchman.** (1998). *Reasons for removal of rigid internal fixation devices in craniofacial surgery*. The Journal of craniofacial surgery. 9(1): p. 40-44.
- [28] **Manor, Y., G. Chaushu, and S. Taicher.** (1999). *Risk factors contributing to symptomatic plate removal in orthognathic surgery patients*. Journal of oral and maxillofacial surgery. 57(6): p. 679-682.
- [29] **Francel, T.J.** (1992). *The fate of plates and screws after facial fracture reconstruction*. Plastic and reconstructive surgery. 90(4): p. 568-573.
- [30] **Pietrzak, W.S. and B.L. Eppley.** (2000). *Resorbable polymer fixation for craniomaxillofacial surgery: development and engineering paradigms*. The Journal of craniofacial surgery. 11(6): p. 575-585.
- [31] **Norholt, S., T. Pedersen, and J. Jensen.** (2004). *Le Fort I miniplate osteosynthesis: a randomized, prospective study comparing resorbable PLLA/PGA with titanium*. International journal of oral and maxillofacial surgery. 33(3): p. 245-252.
- [32] **Landes, C.A., A. Ballon, and R. Sader.** (2007). *Segment stability in bimaxillary orthognathic surgery after resorbable Poly (L-lactide-co-*

- glycolide) versus titanium osteosyntheses.* Journal of Craniofacial Surgery. 18(5): p. 1216-1229.
- [33] **Schmidt, B.L.** (1998). *The removal of plates and screws after Le Fort I osteotomy.* Journal of oral and maxillofacial surgery. 56(2): p. 184-188.
- [34] **Jeong, J.C.** (2003). *Clinical study of resorbable plate and screw for treatment of maxillofacial fractures.* Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 29(6): p. 438-443.
- [35] **Bloomquist, D.S. and J.J. Lee.** (2004). *Principles of mandibular orthognathic surgery.* Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery. 2: p. 1150-4.
- [36] **Siebert, J.W.** (1997). *Blood supply of the Le Fort I maxillary segment: an anatomic study.* Plastic and reconstructive surgery. 100(4): p. 843-850.
- [37] **Stearns, J., R. Fonseca, and M. Saker.** (2000). *Revascularization and Healing of orthognathic surgical procedures.* Oral and maxillofacial surgery. Philadelphia, Pa: WB Saunders Co.
- [38] **Epker, B.N.** (1984). *Vascular considerations in orthognathic surgery: II. Maxillary osteotomies.* Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology. 57(5): p. 473-478.
- [39] **Perciaccante, V.J. and R.A. Bays.** (2004). *Maxillary orthognathic surgery.* Principles of oral and maxillofacial surgery. Hamilton-London: BC Decker. p: 1179-204.
- [40] **Knudson, D.** (2007). *Fundamentals of biomechanics.* Springer Science & Business Media.
- [41] **Frankel, V.H. and M. Nordin.** (2001). *Biomechanics of bone.* Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 3: p. 26-59.
- [42] **Nordin, M. and V.H. Frankel.** (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system.* Lippincott Williams & Wilkins.
- [43] **Huiskes, R. and B. Van Rietbergen.** (2005). *Biomechanics of bone.* Basic orthopaedic biomechanics and mechano-biology. 3: p. 123-179.
- [44] **Tencer, A.F. and K.D. Johnson.** (1994). *Biomechanics in orthopedic trauma: bone fracture and fixation.* Martin Dunitz London.
- [45] **Hart, R.T.** (1989). *Theories of bone modeling and remodeling, Chapter 11.* Bone mechanics, p: 253-277.
- [46] **Norton, M.R. and C. Gamble.** (2001). *Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan.* Clinical oral implants research. 12(1): p. 79-84.
- [47] **Frost, H.M.** (1992). *Perspectives: bone's mechanical usage windows.* Bone and mineral. 19(3): p. 257-271.
- [48] **Eufinger, H.** (1997). *Descriptive and metric classification of jaw atrophy: An evaluation of 104 mandibles and 96 maxillae of dried skulls.* International journal of oral and maxillofacial surgery, 1997. 26(1): p. 23-28.
- [49] **Bell, W.** (1975). *Le Forte I osteotomy for correction of maxillary deformities.* Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965). 33(6): p. 412-426.
- [50] **Epker, B.N.** (1976). *The use of freeze-dried bone in middle-third face advancements.* Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology. 42(3): p. 278-289.

- [51] Luyk, N.H. and R.P. Ward-Booth. (1985). *The stability of Le Fort I advancement osteotomies using bone plates without bone grafts*. Journal of maxillofacial surgery. 13: p. 250-253.
- [52] Miloro, M. (2004). *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*. Vol. 1. PMPH-USA.
- [53] Proffit, W.R., T.A. Turvey, and C. Phillips. (2007). *The hierarchy of stability and predictability in orthognathic surgery with rigid fixation: an update and extension*. Head & face medicine. 3(1): p. 21.
- [54] Proffit, W.R., C. Phillips, and T.A. Turvey. (1987). *Stability following superior repositioning of the maxilla by LeFort I osteotomy*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 92(2): p. 151-161.
- [55] Turvey, T., W. Proffit, ve C. Phillips. (2011). *Biodegradable fixation for craniomaxillofacial surgery: a 10-year experience involving 761 operations and 745 patients*. International journal of oral and maxillofacial surgery. 40(3): p. 244-249.
- [56] Güngör, M. (2002). *The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA)*. Journal of oral rehabilitation. 29(11): p. 1069-1075.
- [57] Piccioni, M.A.R. (2013). *Application of the finite element method in Dentistry*. RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia. 10(4): p. 369-377.
- [58] DeTolla, D.H. (2000). *The role of the finite element model in dental implants*. Journal of Oral Implantology. 26(2): p. 77-81.
- [59] Geng, J.-P., K.B. Tan, and G.-R. Liu. (2001). *Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature*. The Journal of prosthetic dentistry. 85(6): p. 585-598.
- [60] Turner, M. (1956). *Stiffness and deflection analysis of complex structures*. journal of the Aeronautical Sciences. 23(9): p. 805-823.
- [61] Zienkiewicz, O.C. and R.L. Taylor. (2005). *The finite element method for solid and structural mechanics*. Elsevier.
- [62] Mackerle, J. (2004). *Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990–2003*. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering. 7(5): p. 277-303.
- [63] Ertem, S.Y. (2010). *Eğimli ve köşeli yapılan marjinal mandibulektominin kuvvet iletimine etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi*.
- [64] Ali, S. (2014). *Pelvic ring fractures: External fixation comparative numerical structural analysis*. in *Biomedical Engineering Conference (CIBEC), 2014 Cairo International*. IEEE.
- [65] Ramoğlu, S., ve O. Ozan. (2014) *DIŞ HEKİMLİĞİNDE SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.
- [66] Adıgüzel, Ö. (2010). *Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları*. Dicle Dişhekimliği Dergisi. 11(1): p. 18-23.
- [67] Srirekha, A., and K. Bashetty. (2010). *Infinite to finite: an overview of finite element analysis*. Indian Journal of Dental Research. 21(3): p. 425.
- [68] Caputo, A.A., and J.P. Standlee. (1987). *Biomechanics in clinical dentistry*. Quintessence Publishing Company Chicago, Ill.
- [69] Hearn, E.J. (1997). *Mechanics of Materials 2: The mechanics of elastic and plastic deformation of solids and structural materials*. Elsevier.

- [70] **Fung, Y.C.** (2013). *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. Springer Science & Business Media.
- [71] **Maurel, W.** (1998). *Biomechanical models for soft tissue simulation*. Springer.
- [72] **Zaimoğlu, A.** (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. AÜ Basımevi, Ankara, p; 515.
- [73] **Sakaguchi, R.L., J. Ferracane, and J.M. Powers.** (2018). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.
- [74] **Kaya, S., H. Demirören, ve M.H. Korkut.** *St-37 Düşük Alaşımlı Çelik Ve Aısı 304, 304L, 316 Östenitik Paslanmaz Çelik Numunelerinin Şeker Fabrikaları Kule Difüzör Ünitesindeki Korozyon Davranışlarının Deneysel Araştırılması*.
- [75] **Waite, L. ve J.M. Fine.** (2007). *Applied biofluid mechanics*.
- [76] **Patnaik, S. and D. Hopkins.** (2004). *Strength of materials: a new unified theory for the 21st century*. Butterworth-Heinemann.
- [77] **Hayes, W.C.** (1991). *Biomechanics of cortical and trabecular bone: implications for assessment of fracture risk*. Basic orthopaedic biomechanics, p. 93-142.
- [78] **Le Fort, R.** (1901). *Etude experimentale sur les fractures de la machoire superieure*. Revue Chirurgio. **23**: p. 208.
- [79] **Bothur, S., J.E. Blomqvist, and S. Isaksson.** (1998). *Stability of Le Fort I osteotomy with advancement: a comparison of single maxillary surgery and a two-jaw procedure*. Journal of oral and maxillofacial surgery. **56(9)**: p. 1029-1033.
- [80] **Baker, D.L.** (1992). *Long-term stability after inferior maxillary repositioning by miniplate fixation*. International journal of oral and maxillofacial surgery. **21(6)**: p. 320-326.
- [81] **Ellis, E., D.S. Carlson, and S. Frydenlund.** (1989). *Stability of midface augmentation: an experimental study of musculoskeletal interaction and fixation methods*. Journal of oral and maxillofacial surgery. **47(10)**: p. 1062-1068.
- [82] **Dowling, P.A.** (2005). *LeFort I maxillary advancement: 3-year stability and risk factors for relapse*. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. **128(5)**: p. 560-567.
- [83] **Proffit, W., T. Turvey, and C. Phillips.** (1996). *Orthognathic surgery: a hierarchy of stability*. The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery. **11(3)**: p. 191-204.
- [84] **Ueeck, B.A., S.C. Bagheri, and T.M. Osborn.** (2013.) *Mandibular Orthognathic Surgery*. Clinical Review of Oral and Maxillofacial Surgery-Pageburst E-Book on Kno2: Clinical Review of Oral and Maxillofacial Surgery-Pageburst E-Book on Kno, p. 293.
- [85] **Carlotti, A.E. and Schendel., S.A.** (1987). *An analysis of factors influencing stability of surgical advancement of the maxilla by the Le Fort I osteotomy*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1987. **45(11)**: p. 924-928.
- [86] **Fonseca, R., T. Turvey, and R. Marciani.** (2009). *Oral and maxillofacial surgery. Vol. 3, Orthognathic surgery, esthetic surgery, cleft and craniofacial surgery*.
- [87] **Egbert, M.** (1995). *Stability of Le Fort I osteotomy with maxillary advancement: a comparison of combined wire fixation and rigid fixation*. Journal of oral and maxillofacial surgery, **53(3)**: p. 243-248.

- [88] **Louis, P.J., P.D. Waite, and R.B.** (1993). Austin, *Long-term skeletal stability after rigid fixation of Le Fort I osteotomies with advancements*. International journal of oral and maxillofacial surgery. 22(2): p. 82-86.
- [89] **Champy, M.** (1980). *Surgical treatment of midface deformities*. Head & neck surgery. 2(6): p. 451-465.
- [90] **Hörster, W.** (1980). *Experience with functionally stable plate osteosynthesis after forward displacement of the upper jaw*. Journal of maxillofacial surgery. 8: p. 176-181.
- [91] **Quejada, J.** (1987). *Skeletal stability after inferior maxillary repositioning*. The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery. 2(2): p. 67.
- [92] **Hedemark, A. and H.P. Freihofer Jr.** (1978). *The behaviour of the maxilla in vertical movements after Le Fort I osteotomy*. Journal of maxillofacial surgery. 6: p. 244-249.
- [93] **Van Sickels, J.E. and M.R. Tucker.** (1990). *Management of delayed union and nonunion of maxillary osteotomies*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 48(10): p. 1039-1044.
- [94] **Ellis, E., D.S. Carlson, and J. Billups.** (1992). *Osseous healing of the sagittal ramus osteotomy: a histologic comparison of rigid and nonrigid fixation in Macaca mulatta*. Journal of oral and maxillofacial surgery. 50(7): p. 718-723.
- [95] **Borcic, J. and A. Braut.** (2012). *Finite element analysis in dental medicine*, in *Finite Element Analysis-New Trends and Developments*. Intech.
- [96] **Li, Y.** (2013). *Investigation of the effects of graded models on the biomechanical behavior of a bone-dental implant system under osteoporotic conditions*. Pakistan journal of medical sciences. 29(2): p. 619.
- [97] **Pektaş, Ö. ve E. Tönük.** (2014). *Mechanical design, analysis, and laboratory testing of a dental implant with axial flexibility similar to natural tooth with periodontal ligament*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 228(11): p. 1117-1125.
- [98] **De Vree, J., M. Peters, and A. Plasschaert.** (1983). *A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures*. Journal of oral rehabilitation. 10(6): p. 505-517.
- [99] **FARAH, J. and R. CRAIGH.** (1998). *Studies on frameworks for osseointegrated prosthesis: part I. The effect of varying the number of the supporting abutments*. Int J Oral Maxillofac Implant. 3: p. 197-201.
- [100] **Jafari, A., K.S. Shetty, and M. Kumar.** (2003). *Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study*. The Angle Orthodontist. 73(1): p. 12-20.
- [101] **Kimura, A.** (2006). *Adaquate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 34(4): p. 193-200.
- [102] **Ataç, M.** (2008). *Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2-versus 4-plate fixation using 3D-FEA. Part I: advancement surgery*. International journal of oral and maxillofacial surgery. 37(12): p. 1117-1124.

- [103] **Murray, R.A., L.G. Upton, and K.R. Rottman.** (2003). *Comparison of the postsurgical stability of the Le Fort I osteotomy using 2-and 4-plate fixation.* Journal of oral and maxillofacial surgery. 61(5): p. 574-579.
- [104] **Uckan, S.** (2009). *Comparison of stability of resorbable and titanium fixation systems by finite element analysis after maxillary advancement surgery.* Journal of Craniofacial Surgery. 20(3): p. 775-779.
- [105] **Rosen, H.M.** (1989). *Porous, block hydroxyapatite as an interpositional bone graft substitute in orthognathic surgery.* Plastic and reconstructive surgery. 83(6): p. 985-90; discussion 991-3.
- [106] **Rosen, H.M. and J.L. Ackerman.** (1991). *Porous block hydroxyapatite in orthognathic surgery.* The Angle Orthodontist. 61(3): p. 185-191.
- [107] **Waite, P.D., T.J. Tejera, and B. Anukul.** (1996). *The stability of maxillary advancement using Le Fort I osteotomy with and without genial bone grafting.* International journal of oral and maxillofacial surgery. 25(4): p. 264-267.
- [108] **Araujo, A.** (1978). *Total maxillary advancement with and without bone grafting.* Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965). 36(11): p. 849-858.
- [109] **Perez, M.M.C., G.T. Sameshima, and P.M. Sinclair.** (1997). *The long-term stability of LeFort I maxillary downgrafts with rigid fixation to correct vertical maxillary deficiency.* American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 112(1): p. 104-108.
- [110] **Wessberg, G.A. and B.N. Epker.** (1981). *Surgical inferior repositioning of the maxilla: treatment considerations and comprehensive management.* Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 52(4): p. 349-356.
- [111] **Reyneke, J.P. and C.J. Masureik.** (1985). *Treatment of maxillary deficiency by a Le Fort I downsliding technique.* Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 43(11): p. 914-916.
- [112] **Wardrop, R.W. and L.M. Wolford.** (1989). *Maxillary stability following downgraft and/or advancement procedures with stabilization using rigid fixation and porous block hydroxyapatite implants.* Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 47(4): p. 336-342.
- [113] **Persson, G., S. Hellem, and P.G. Nord.** (1986). *Bone-plates for stabilizing Le Fort I osteotomies.* Journal of maxillofacial surgery. 14: p. 69-73.
- [114] **van Otterloo, J.d.M., D. Tuinzing, and P. Kostense.** (1996). *Inferior positioning of the maxilla by a Le Fort I osteotomy: a review of 25 patients with vertical maxillary deficiency.* Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 24(2): p. 69-77.
- [115] **Vajgel, A.** (2013). *Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2.0 fixation plates in atrophic mandibular fractures.* Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2013. 71(2): p. 335-342.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Gizem ALAGÖZ KABAY
Doğum Tarihi ve Yeri : 14.02.1990 / İstanbul
E-posta : gizemalagoz@msn.com

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lise** : 2008, Hasan-Sabriye Gümüş Anadolu Lisesi
- **Lisans** : 2014, İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi