



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**LE FORT I OSTEOTOMİSİ İLE MAKSİLLER ADVANCEMENT
OPERASYONUNDA DEĞİŞİK SAYIDA VE ŞEKİLDEKİ
PLAKLARLA FİKSASYONUN BİYOMEKANİĞİNİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ METODU İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Önel YILDIZ

**AĞIZ, DİŞ ve ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Doç. Dr. Ayşegül Mine TÜZÜNER ÖNCÜL

ANKARA

2015

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**LE FORT I OSTEOTOMİSİ İLE MAKSİLLER ADVANCEMENT
OPERASYONUNDA DEĞİŞİK SAYIDA VE ŞEKİLDEKİ
PLAKLARLA FİKSASYONUN BİYOMEKANİĞİNİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ METODU İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Önel YILDIZ

**AĞIZ, DİŞ ve ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Doç. Dr. Ayşegül Mine TÜZÜNER ÖNCÜL

ANKARA

2015

Kabul ve Onay

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında

Önel YILDIZ tarafından hazırlanan

“Le Fort I osteotomisi ile maksiller advancement operasyonunda değişik sayıda ve şekildeki plaklarla fiksasyonun biyomekaniğinin sonlu elemanlar analizi metodu ile karşılaştırılması” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından DOKTORA TEZİ olarak OY BİRLİĞİ ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi

24/12/2015

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Adnan ÖZTÜRK

Üye

Doç. Dr. Ayşegül M. TÜZÜNER ÖNCÜL

Üye

Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU

Üye

Prof. Dr. Cahit ÜÇÜK

Üye ve Raportör

Yrd. Doç. Dr. Omür DERECİ

Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Prof. Dr. K. Zafer KARAER

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ÖNSÖZ	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
ŞEKİLLER	viii
ÇİZELGELER	xv
1. GİRİŞ	1
1.1. Maksillanın Anatomisi	2
1.2. Palatonazal Kompleks Anatomisi	4
1.3. Kemik İyileşmesi	5
1.3.1. Erken İnflamatuar Safha	5
1.3.2. Onarım Safhası	6
1.3.3. Yeniden Yapılanma Safhası (Remodeling)	7
1.4. Maksiller Osteotomilerin Tarihçesi	7
1.5. Ortognatik Cerrahi	9
1.5.1. Le Fort I Osteotomisi	10
1.5.2. Maksillanın Öne Konumlandırılması (Maxillary Advancement)	10
1.5.2.1. Endikasyonlar:	11
1.5.2.2. Teknik	11
1.6. Maksiller fiksasyon yöntemleri	21
1.6.1. Rijit Fiksasyon	21
1.6.2. İntraosseöz Telleme (Tel osteosentez)	22
1.6.3. Askı Telleme	23
1.6.4. Steinmann Pinleri	23
1.6.5. Cerrahi Stabilizasyon Apareyi (Splint)	23
1.6.6. Titanyum Plak ve Vida Sistemleri	24
1.7. Maksiller Osteotomi Sonrası Relaps	24
1.8. Gerilme Ve Gerilim (Stres Ve Strain):	26
1.8.1. Stres	26
1.8.2. Stres Tipleri	26

1.8.3.Strain	27
1.8.4. Elastisite Modülü (Young Modülü)	28
1.8.5. Poisson Oranı	28
1.8.6.Yield Stresi	28
1.8.7. Stres Analiz Yöntemleri	29
1.9. Sonlu Elemanlar Analizi	29
1.9.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları	30
1.9.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Diğer Stres Analizi Yöntemlerine Göre Avantajları	31
1.9.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Aşamaları	32
2. GEREÇ VE YÖNTEM	34
2.1. Miniplakların Ve Vidanın Modellenmesi	34
2.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması	35
2.2.1 Model 1	37
2.2.2. Model 2	37
2.2.3. Model 3	38
2.2.4. Model 4	38
2.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	39
2.4. Sistemin Birleştirilmesi	40
2.5. Modellere Uygulanan Sınır Koşulları	40
2.6. Materyal Özellikleri	41
2.7. Yükleme Koşulları	41
2.8. Plak ve Vidaların Numaralandırılmaları	42
3. BULGULAR	44
3.1. Vertikal Kuvvetlerde Maksimum Principal Stres	44
3.2. Horizontal Kuvvetlerde Maksimum Principal Stres	49
3.3. Oblik Kuvvetlerde Maksimum Principal Stres	54
3.4. Vertikal Kuvvetlerde Minimum Principal Stres	59
3.5. Horizontal Kuvvetlerde Minimum Principal Stres	64
3.6. Oblik Kuvvetlerde Minimum Principal Stres	69
3.7. Vertikal kuvvetlerde Von Mises stresleri	74
3.8. Horizontal kuvvetlerde Von Mises stresleri	77
3.9. Oblik kuvvetlerde Von Mises stresleri	81

3.10. Vertikal kuvvetlerde deplasman miktarları	84
3.11. Horizontal kuvvetlerde deplasman miktarları	93
3.12. Oblik kuvvetlerde deplasman miktarları	101
4. TARTIŞMA	111
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	118
ÖZET	120
SUMMARY	121
KAYNAKLAR	122
ÖZGEÇMİŞ	130

ÖNSÖZ

Le Fort I osteotomisi ortayüz deformitelerinin düzeltilmesi için kullanılan yaygın bir tekniktir. Le Fort I osteotomisi sonrası hareketli segmentin iskeletsel fiksasyonu için bilateral olarak anterior piriform aperture ve posterior maksiller buttress bölgelerine titanyum miniplaklar konması literatürde tavsiye edilmektedir. Optimal sonuç için stabilite, ideal yere yerleştirme, plakların sayısı ve boyutu bir tartışma konusudur. Bu çalışmada da farklı şekilde ve sayıdaki plak sistemleri karşılaştırılarak optimal sonuç belirlenmeye çalışılmıştır.

Doktora öğrenimim boyunca bilgi ve tecrübesini hiçbir zaman esirgemeyen, desteğini her an yanımda hissettiğim, eğitimime ve doktora tez çalışmama çok büyük katkıları olan değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Ayşegül Mine TÜZÜNER ÖNCÜL, ve önceki danışman hocam Sayın Prof. Dr. Adnan ÖZTÜRK'e

Desteğini her daim yanımda hissettiğim Sayın Dr. Dt. Emre YURTTUTAN'a,

Fikirleriyle her daim yoluma ışık tutan Sayın Dr. Dt. Oya BARUT ve bu zorlu süreçte desteğini hiç esirgemeyen eşi, kadim dostum Magnus JOHANSSON'a,

Tezin hazırlanması aşamasında, kaynak desteği ve dostluğuyla yanımda olan Dt. Hami HAKİKİ ve desteklerini esirgemeyen, dostlarım Dr. Dt. İbrahim KILIÇ, Dt. Abbascan KORTMAZ ve Stj. Dt. Oğuzhan ÖDEN'e,

Tez çalışmamın modelleme ve analizlerini gerçekleştiren Sayın Murat YILDIRIM'a,

Hoşgörüsü ile her zaman arkamda duran, doktora eğitimim süresince ihmal etmek zorunda kaldığım sevgili eşim ve aileme sonsuz teşekkür ederim.

Simgeler ve Ksaltmalar

σ	Stres
ε	Strein
BT	Bilgisayarlı tomografi
IMF	İntermaksiller fiksasyon
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
MRG	Manyetik rezonans görüntüleme
N	Newton
neg	Negatif
$P_{\max}$	Maksimum principal stres
$P_{\min}$	Minimum principal stres
poz	Pozitif
RPE	Rapid palatal ekspansiyon
SEA	Sonlu elemanlar analizi
%	Yüzde
2D	İki boyutlu
3D	Üç boyutlu

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Yüzün mimik kasları (Shiffman ve Di Giuseppe, 2013)	3
Şekil 1.2. Kortikal kemiklerde kemik iyileşme süreci (Gençoğlu, 2014)	5
Şekil 1.3. Anterior zigomatik-maksiller buttressten orta hattaki karşı buttresse yüksek insizyon (Turvey ve White, 1991)	12
Şekil 1.4. Açığa çıkmış infraorbital sinir, retraktör pterygomaksiller birleşimde ve burnun piriform fossası açığa çıkmış. Kesik çizgili hatplanlanan osteotomiye belirtmektedir (Turvey ve White, 1991).	13
Şekil 1.5. Periost elavatörü nazal aperturenin iç tarafından lateral duvar boyunca kesi yapan testereyi karşılamaktadır (Turvey ve White, 1991).	14
Şekil 1.6. Kompas ile başlangıçtaki osteotomiden sonra piriform bölgeden ne kadar kemik çıkarılacağı işaretleniyor (Turvey ve White, 1991).	14
Şekil 1.8. Pterygoidin osteotomla ayrılırken parmak ile palatalden osteotomun alt ucunun hissedilmesi (Turvey ve White, 1991)	15
Şekil 1.9. Nazal septumun çentikli nazal osteotom ile ayrılması (Turvey ve White, 1991)	15
Şekil 1.10. Maksillanın parmakla bastırılarak aşağı indirilmesi ve nazal tabanın ortaya çıkarılması için nazal mukozanın eleve edilmesi (Turvey ve White, 1991)	16
Şekil 1.11. Maksillanın Tessier mobilizasyon hook ile öne çekilip hareketlendirilmesi ve kalan kemik bağlantılarının kırılması (Turvey ve White, 1991)	17
Şekil 1.12. Nazal kemik çıkıntılarının kemik pensi yardımıyla alınması (Turvey ve White, 1991)	18
Şekil 1.13. Pterygoid bölgeden frez ile kemik kaldırırken descending palatine damarlarının korunması (Turvey ve White, 1991)	18
Şekil 1.14. Ortodontik splint ile intra oral maksillo-mandibular fiksasyon (Wolford ve ark., 2011)	19
Şekil 1.15. Septal kartilajın makasla rezeksiyonu (Turvey ve White, 1991)	20

Şekil 1.16. Tel osteosentezi ile IMF (Turvey ve White, 1991)	20
Şekil 1.17. V-Y mukoza kapanışı ile vermillionun korunması (Turvey ve White, 1991)	21
Şekil 2.1. (a) 0,6 mm kalınlığa sahip advancement Le Fort plağı, (b) 1 mm kalınlığa sahip orta boy L plağı	34
Şekil 2.2. Nextengine 3 boyutlu tarama cihazı	35
Şekil 2.3. 3 boyutlu modellerde Le Fort I kesi hattı	36
Şekil 2.4. Model 1	37
Şekil 2.5. Model 2	38
Şekil 2.6. Model 3	38
Şekil 2.7. Model 4	39
Şekil 2.8. Modellerin 3 boyutlu uzayda sabitlendiği düzlemler	41
Şekil 2.9. Modellere uygulanan (a) vertikal, (b) horizontal ve (c) oblik çiğneme kuvvetleri	42
Şekil 2.10. Modellerde kullanılan vidaların numaralandırılmaları	43
Şekil 3.1. Model 1’de vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri	44
Şekil 3.2. Model 1’de vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri	45
Şekil 3.3. Model 2’de vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri	46
Şekil 3.4. Model 2’de vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri	46
Şekil 3.5. Model 3’te vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri	47
Şekil 3.6. Model 3’te vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri	47
Şekil 3.7. Model 4’te vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri	48
Şekil 3.8. Model 4’te vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri	49

Şekil 3.7. Model 1’de horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	50
Şekil 3.10. Model 1’de horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	50
Şekil 3.11. Model 2’de horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	51
Şekil 3.12. Model 2’de horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	51
Şekil 3.13. Model 3’te horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	52
Şekil 3.14. Model 3’te horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	52
Şekil 3.15. Model 4’te horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	53
Şekil 3.16. Model 4’te horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	54
Şekil 3.15. Model 1’de oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	55
Şekil 3.16. Model 1’de oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	55
Şekil 3.17. Model 2’de oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	56
Şekil 3.18. Model 2’de oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	56
Şekil 3.19. Model 3’te oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	57
Şekil 3.20. Model 3’te oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	57
Şekil 3.21. Model 4’te oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	58
Şekil 3.22. Model 4’te oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri	58
Şekil 3.23. Model 1’de vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan $P_{\min}$ değerleri	59

Şekil 3.24. Model 1’de vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri	60
Şekil 3.25. Model 2’de vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri	61
Şekil 3.26. Model 2’de vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri	61
Şekil 3.27. Model 3’te vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri	62
Şekil 3.28. Model 3’te vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri	62
Şekil 3.29. Model 4’te vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri	63
Şekil 3.30. Model 4’te vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri	63
Şekil 3.31. Model 1’de horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri	64
Şekil 3.32. Model 1’de horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri	65
Şekil 3.33. Model 2’de horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri	66
Şekil 3.34. Model 2’de horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri	66
Şekil 3.35. Model 3’te horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri	67
Şekil 3.36. Model 3’te horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri	67
Şekil 3.37. Model 4’te horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri	68
Şekil 3.38. Model 4’te horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri	69
Şekil 3.39. Model 1’de oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri	70
Şekil 3.40. Model 1’de oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri	70

Şekil 3.41. Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri	71
Şekil 3.42. Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri	71
Şekil 3.43. Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri	72
Şekil 3.44. Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri	72
Şekil 3.45. Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri	73
Şekil 3.46. Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri	73
Şekil 3.47. Model 1'de vertikal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri	74
Şekil 3.48. Model 2'de vertikal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri	75
Şekil 3.49. Model 3'te vertikal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri	76
Şekil 3.50. Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri	77
Şekil 3.51. Model 1'de horizontal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri	78
Şekil 3.52. Model 2'de horizontal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri	79
Şekil 3.53. Model 3'te horizontal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri	80
Şekil 3.54. Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri	81
Şekil 3.55. Model 1'de oblik kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri	82
Şekil 3.56. Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri	82
Şekil 3.57. Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri	83

Şekil 3.58. Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri	84
Şekil 3.59. Model 1'de vertikal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları	86
Şekil 3.60. Model 1'de vertikal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları	87
Şekil 3.61. Model 2'de vertikal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları	88
Şekil 3.62. Model 2'de vertikal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları	89
Şekil 3.63. Model 3'te vertikal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları	90
Şekil 3.64. Model 3'te vertikal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları	91
Şekil 3.65. Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları	92
Şekil 3.66. Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları	93
Şekil 3.67. Model 1'de horizontal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları	94
Şekil 3.68. Model 1'de horizontal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları	95
Şekil 3.69. Model 2'de horizontal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları	96
Şekil 3.70. Model 2'de horizontal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları	97
Şekil 3.71. Model 3'te horizontal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları	98

Şekil 3.72. Model 3'te horizontal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları	99
Şekil 3.73. Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları	100
Şekil 3.74. Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları	101
Şekil 3.75. Model 1'de oblik kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları	102
Şekil 3.76. Model 1'de oblik kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları	103
Şekil 3.77. Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları	104
Şekil 3.78. Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları	105
Şekil 3.79. Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları	106
Şekil 3.80. Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları	107
Şekil 3.81. Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları	108
Şekil 3.82. Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları	109

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. Maksillofasiyal cerrahide sık kullanılan titanyumların içerikleri ve materyal özellikleri	24
Çizelge 1.2. Maksiller osteotomi sonrası maksilla hareketlerine göre relaps ilişkisi	25
Çizelge 2.1. Modellerin dağılımı	37
Çizelge 2.2. Oluşturulan modellerin eleman ve düğüm sayıları	40
Çizelge 2.3. Analizde kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları	41
Çizelge 3.1. Modellerde ölçülen en yüksek P_{max} değerleri	59
Çizelge 3.2. Modellerde ölçülen en yüksek P_{min} değerleri	74
Çizelge 3.3. Modellerde ölçülen en yüksek Von Mises değerleri	84
Çizelge 3.4. Modellerde ölçülen deplasman miktarları	109
Çizelge 3.5. Modellerde ölçülen relatif deplasman farkları	110

1. GİRİŞ

Maxillofasiyal deformitelerin cerrahi tedavisi geçen yüzyılın ikinci yarısında itibaren yaygın hale gelmeye başlamıştır. Dönemin ileri gelen cerrahları bu alana katkıda bulunmuş ve yeni teknikler geliştirmişlerdir. 1965'den önce mandibuladaki prosedürlerin çoğu ekstraoral olarak gerçekleştirilmekteydi. Fakat Kole, Walker, Obwegeser ve diğer araştırmacılar tarafından yapılan, öncülük eden çalışmalar, mandibular intraoral prosedürlerin gelişmesine yardımcı olmuştur. Temel cerrahi prensipler kesinlikle uyulması gereken ve ortognatik cerrahide uygulanabilir prensiplerdir (Mani, 2010a).

Le Fort I osteotomisi ortayüz deformitelerinin tedavisi için başlıca kullanılan bir yöntemdir ve günümüzdeki kullanılan hali ile ilk Obwegeser (1969) tarafından tanıtılmış fakat ilk defa Willmar (1974) tarafından gerçekleştirilmiştir. Fasiyal konturların iyileştirilmesinde, asimetrisi eleme etmekte ve hiperplazisi, hipoplazisi, obstruktif uyku apnesi ya da dudak-damak yarığı olan hastalarda iyi bir oklüzyon oluşturulmasında en kullanışlı yöntemdir (Bothur ve ark., 1998).

Kemik stabilizasyonu, tel osteosentezi ve maxillo-mandibular fiksasyonlardan, "rijit internal fiksasyon" olarak adlandırılan metal plak ve vida sistemlerine evrimleşmiştir. Bu sayede uzun vadeli stabilizasyon gelişmiştir (Edwards ve ark., 2001; Egbert ve ark., 1995; Luyk ve Ward-Booth, 1985).

Le Fort I osteotomisinde, özellikle advancement ve vertikal yüksekliği artırma prosedürlerinde, postoperatif stabilizasyon ortognatik cerrahideki en büyük endişe konularından biridir. Günümüze dek maksiller stabilizasyon için birçok yöntem kullanılmıştır; fakat son yıllarda titanyum 4 plaklı rijit fiksasyon en yaygın kullanılan yöntemdir (Cheung ve ark., 2008; Edwards ve ark., 2001; Landes ve ark., 2007).

Miniplak osteosentez sistemi Champy ve arkadaşları tarafından geliştirilmiş ve modifiye edilmiştir. Miniplaklar (1 mm kalınlık, 2-9 mm uzunluk) ve minividalar (2,0 mm çap, 5-19 mm uzunluk) esasına dayanan sistem günümüzün miniplak sistemlerinin kaynak noktasıdır (De Zeeuw ve Scheunemann, 2009).

Titanyumun direk kemik ankrajı geliştirdiğinin keşfi yeni ufuklar açmış ve dental implantolojide belirleyici etki olmuştur. Titanyum en biyouyumlu ve korozyona dirençli metallerdendir. Titanyum aynı zamanda kemik cerrahisinde kullanılan diğer metallere göre elastisite modülü kemiğe daha yakındır (Terheyden ve Champy, 2009).

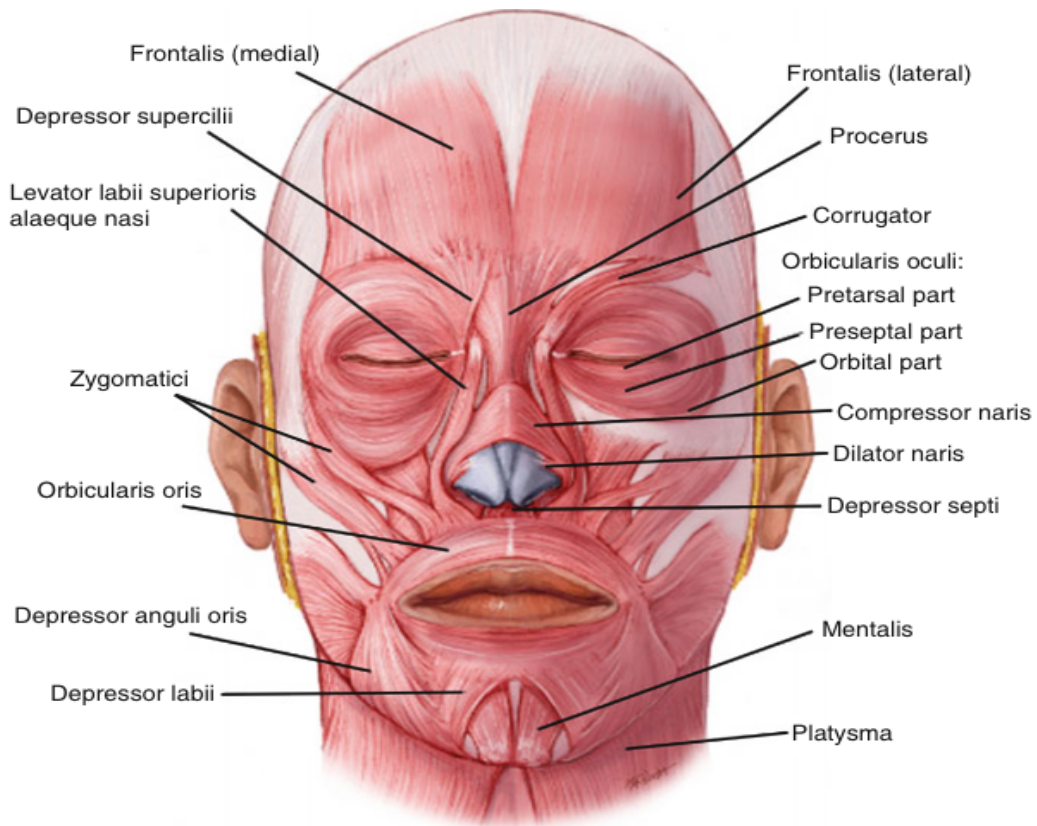
İdentik ve aynı tip hastalarda değişik yöntemleri karşılaştırabilmek çok değerli ve zordur. 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi maksilla, mandibula, fiksasyon plakları, fiksasyon vidaları ve vida-kemik arayüzünün sanal gerçeklik modellemesi ile bu olanağı sağlayabilmektedir. Bu yöntemle plaklar, vidalar ve bunları çevreleyen kemikteki stresler ölçülebilmektedir (Maurer ve ark., 1999; Maurer ve ark., 2001; Vollmer ve ark., 2000; Wagner ve ark., 2002).

1.1. Maksillanın Anatomisi

Maksilla, mandibula haricinde, yüzü oluşturan en büyük kemiktir ve kafatasını oluşturan her kemik ile bağlantısı vardır (Jhon, 2010). Yüzün orta üçlüsünün bir kemiği olan maksilla embriyolojik safhada medialde birleşmiş iki simetrik parçadan oluşmaktadır ve kafa kaidesi ile oklüzal plan arasında yapısal destek sağlar (Meuten ve ark., 2013; Nazerani, 2013). Maksilla; kafatasının fasiyal bölümünün kemik yapısının geniş bir kısmını oluşturur ve aynı zamanda ağız tavanın veya sert damağın majör kısmını oluşturur ve göz tabanının, nazal kavitenin tabanının ve yan duvarlarının oluşmasına yardımcı olur (Wheeler, 1974).

Maksilla; maksiller sinüs ve zigomatik, nazal, palatinal ve alveolar olmak üzere dört çıkıntıdan oluşur. Maksillanın gövdesi tabanı nazal kaviteye bakan üç yüzlü piramit olarak tarif edilir. Nerdeyse horizontal düzlemde uzanır ve apeksi zigomatik proçese uzanır. Piramidin üç yüzü; orbita tabanının büyük kısmını oluşturan superior yada orbital yüzey, yanak ve yüz iskeletinin bir parçasını oluşturan anteriolateral yada yanak yüzey ve infratemporal fossaya dönük olan posterolateral yada infratemporal yüzeyden oluşur (Sicher ve Dubrul, 1975).

Maksillanın anteriolateral yüzünün üzeri deri ile örtülüdür. Derinin altında yer alan mimik kaslarından bazıları (m. depressor septi, m. levator anguli oris, m. nasalis, m. levator labii superioris) bu yüze tutunur (Şekil 1.1) (Shiffman ve Di Giuseppe, 2013).



Şekil 1.1. Yüzün mimik kasları (Shiffman ve Di Giuseppe, 2013)

Maksiller arter pterygopalatin fossaya girerken bir eğri meydana getirir. Bu eğrinin konveksliği öne doğru bakmaktadır ve tuber maksillanın üzerine oturur. Burada sinüs çeperine çok yakındır ve burada a. alveolaris posteriosuperior, a. infraorbitalis a. palatina descendens ve pterygoid kanal arterini verir. N. maksillaris bu bölgede pterygopalatin fossanın tavanından foramen rotundumdan çıkarak gelir. Dışa aşağı öne doğru önlenip maksiller arterin üzerinde süngü şeklindeki trajesini çizer. Pterygopalatin siniri verir. İnfraorbital oluğa girip n. infraorbitalis adını alır. Aynı isimli arterin önce medialinde sonra üstünde seyreder (Sicher ve Dubrul, 1975).

1.2. Palatonazal Kompleks Anatomisi

Palatonazal Kompleks, maksiller palatinal ve nazal uzantılardan, palatinal kemik, etmoid ve vomer, alt konkalar ve sphenoid kemiğin pterygoid kanatlarından meydana gelmektedir (Ballenger, 2003; Lowry ve Onart, 2003).

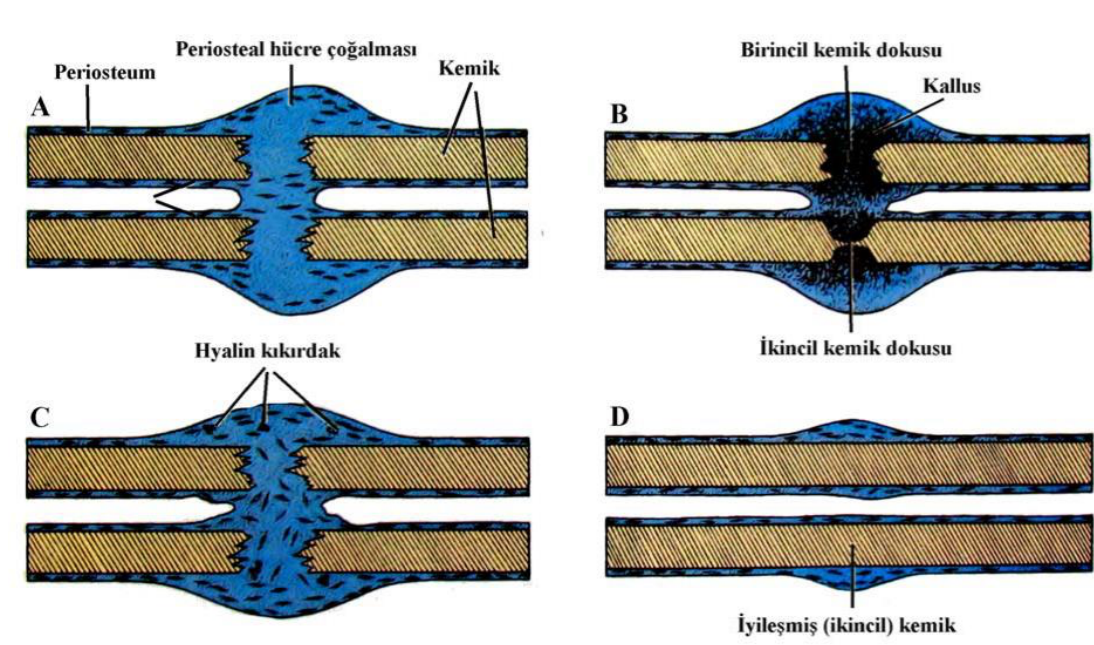
Maksillalar, sphenoid kemiğin pterygoid çıkıntıları arasında yer alan L şeklinde çift kemiktir. Kemiğin yatay duran bölümüne lamina horizontalis, dik duran bölümüne ise lamina perpendikularis denir. Lamina horizontalis, sert damağın 1/3 arka bölümünü, lamina perpendikularis ise burun boşluğunun dış yan duvarının arka bölümünü oluşturur. Lamina horizontalisin posterolateral açısına yakın olarak bulunan delikler foramina palatinae majores et minores olarak adlandırılır. Bu deliklerden a. palatina descendens, n. palatinus major et minor'un dalları çıkar (Lowry ve Onart, 2003).

Sphenoid kemiğin pterygoid çıkıntısında medial ve lateral olmak üzere iki laminası vardır. Medial laminanın alt uzantısındaki soru işareti biçimindeki çıkıntı Hamulus olarak adlandırılır ve bu yapı yumuşak damakta palpasyonla hissedilebilir. Lateral laminaya musculus pterygoideus lateralis ve musculus pterygoideus medialis tutunur (Malik, 2012).

1.3. Kemik İyileşmesi

Kemiğin internal veya eksternal kuvvetlere maruz kalarak anatomik bütünlüğünün bozulmasına kırık denir. Fizyolojik reaksiyonlarla kemik bütünlüğü yeniden oluşturulmaya çalışılır. Kemikte skar dokusu oluşmadan, remodeling ile iyileşme gerçekleşir (Friedman, 2008).

Kemik iyileşmesi histolojik olarak 3 evrede incelenir: erken inflamatuvar safhası, onarım safhası, yeniden yapılanma safhası (remodeling). Evreler zaman çizelgesinde birbirinden ayrılmamakta ve her evre daima kendisinden önceki veya sonraki evre içinde başlar veya biter (Friedman, 2008).



Şekil 1.2. Kortikal kemiklerde kemik iyileşme süreci (Gençoğlu, 2014)

1.3.1. Erken İnflamatuvar Safha

Kırık oluşumunu takiben bölgede inflamasyon başlar ve yaklaşık olarak 2 ile 3 hafta arasında devam eder. İnflamasyon, kallus oluşmasında önemli rol oynar ve kıkırdak ya da kemik oluşuncaya dek devam eder. Kemiğin

rejenerasyonunda, parathormon, kalsitonin, vitamin D metabolitleri ve alkalik fosfataz gibi pek çok etken rol oynar ve kan plazmasındaki yoğunlukları artar (Brond ve Rubin, 1990; Cotran ve ark., 1999; Cruess, 1984).

Hematom kırık bölgesinde 48 saat içinde organize olur ve ardından fibrin meydana gelir. Nötrofillerin ve makrofajların yardımıyla fibrin ağı oluşur. Fibrin ağı içinde bulunan öncü hücreler, lokal biyolojik etkilerle farklı dokuları oluşturmak için farklılaşmaya başlar (Brond ve Rubin, 1990; Cotran ve ark., 1999; Cruess, 1984).

1.3.2. Onarım Safhası

Onarım safhasında fibroblastlar stromaya yerleşerek vasküler göçe yardım eder. Vasküler göç artışıyla kollajen matris belirginleşir ve aynı zamanda osteidler oluşur. Defekt bölgesindeki bağ dokusunda ortaya çıkan küçük kırık parçacıklarının endokondral kemikleşmesiyle primer kemik meydana gelir. İlk 4-6 hafta zarfında oluşan bu yumuşak kallus basınca karşı dirençsizdir. Kallusun periost-eksternal ve medulla-internal bölgelerinde intramembranöz ve endokondral kemikleşme oluşur (Barnes ve ark., 1999).

Başlangıçta oluşan kallus yumuşaktır. Zamanla, osteoblastlardan osteoid üretilir ve kondroblastlar da osteoblastlara dönüşür. Yavaş yavaş ortama hidroksiapatit de çökmesi sonucu ön kallus (fibrokartilagenöz) şekillenmiş olur. Oluşan bu kallus serttir (sekonder kemik) ancak hala dayanıksızdır. Ön kallusun yerini zamanla kemiksi kallus alır. Bu evreye 4 ile 6 hafta arasında ulaşılır. Kırık, kallus ile dolduğu zaman üçüncü faz olan remodeling başlar (Friedman, 2008).

1.3.3. Yeniden Yapılanma Safhası (Remodeling)

Kemik iyileşme süreci en uzun evresi olan ve yıllarca süren yeniden yapılanma safhası (remodeling) ile sonlanır. Bu safhada kemik orijinal güç, şekil ve yapısını yeniden kazanır (Cruess ve Dumont, 1975). Oluşan büyük defekt kallusu, osteoblastlar tarafında normal kemik iliği boyutuna varıncaya dek yıkılır. Bunun sonucunda da havers sistemli lameller kemik yapısı oluşur (Pilitsis ve ark., 2002).

Kemikleşme ilerledikçe kırık parçaların hareketi giderek azalır ve kırık bölgesinde daha sağlam bir yapı elde edilir ki, bu sağlamlık derecesi, kırık bölgesinin başarılı iyileşmesinde belirleyici rol oynamaktadır. Kallusun primer kemik dokusu zamanla rezorbe olarak yerini sekonder kemiğe bırakır. Böylelikle kemiğin orijinal yapısı yeniden oluşmaktadır (Appel ve ark., 2002; Junqueira ve ark., 1998).

Kırık iyileşmesi evresi, kemiğin eski şekil, yapı ve mekanik gücüne yeniden kavuştuğu remodeling safhasıyla sona erer. Remodeling işlemi kemiğe gelen mekanik yüklere bağlıdır ve bu safhanın tamamlanması aylar hatta yıllar alabilir. Kırık bölgesine aksiyal kuvvetlerin gelmesi nedeniyle kemik dokusu genellikle ihtiyaç olunan yerlerde depolanır ve ihtiyaç duyulmayan bölgelerde rezorbe olur. Yeni oluşan bu kemik dokusu ideal sertliğine ortalama 3-6 ayda ulaşır (Kalfas, 2001).

1.4. Maksiller Osteotomilerin Tarihçesi

Ortognatik cerrahi amacıyla yapılan ilk osteotomi; 1849 yılında Hullihen tarafından, bugün anterior subapikal osteotomi olarak adlandırdığımız işleme oldukça benzerlik gösteren teknikle anterior open bite ve mandibular prognatisi bulunan bir hastaya uygulanmış ve maloklüzyonu düzeltilmeye çalışılmıştır (Bloomquist ve Lee, 2004).

İlk Le Fort I osteotomisi von Langenback tarafından 1859'da tanımlanmıştır ve nazofaringeal poliplerin eksizyonu için uygulanmıştır. İlk maksiller osteotomi olgusu Cheever tarafından 1867 yılında tekrarlanan burun kanamaları nedeniyle oluşan nazal obstrüksiyonun tedavisi amacıyla hemimaksiller olarak tek tarafın downfracture yapılmasıyla gerçekleştirilmiştir. Sonraki yıllarda birçok cerrah patolojik durumların tedavisi için kullandıkları değişik osteotomi tekniklerini tarif etmişlerdir (Perciaccante ve Bays, 2004; Turvey ve White, 2003).

Maksiller cerrahiye adını veren Rene Le Fort 1900'lü yıllarda yüz kırıklarını araştırmak için kadavra kafalarını yüksek binalardan atan Fransız cerrahdır. Araştırmacı, denemeler sonucu yüz kırıklarının sınıflandırılmasında önemli yer tutan, Le Fort I, II, III olmak üzere kırıkları 3 sınıfa ayırmıştır (Le Fort, 1901).

Maksiller osteotomi ilk defa 1921'de, maksillanın anterior segmental osteotomisi olarak Cohn-Stock tarafından, oklüzyon problemlerin tedavisi için kullanılmıştır (Cohn-Stock, 1921). Bu tür segmental osteotomiler, maksillanın sadece posteriorundaki vasküler yapıların korunması ile güvenli bir şekilde bütününe osteotomisi yapılabileceği farkına varılıncaya dek oklüzal anomalilerin tedavisi için kullanılmaya devam etmiştir.(Stearns ve ark., 2000).

Ortognatik cerrahide maksillanın tamamının osteotomisi (Le Fort I osteotomisi) ilk defa Wassmund tarafından 1927'de uygulanmıştır. Ancak bu operasyonda maksillanın beslenmesinin bozulacağından korkulduğu için maksillanın bütün kemik bağlantıları ayrılmamış ve maksilla tamamen hareketli hale getirilememiştir. Bunun yerine cerrahi sonrası maksillaya uygulanan elastik traksiyonlarla oklüzyon yeniden şekillendirilmeye çalışılmıştır (Wasmund, 1935). Maksilla ilk defa tamamen ayrılması ve hareketli hale getirilmesi 1934 yılında Axhausen tarafından maksiller kırığın rekonstrüksiyonu amacıyla gerçekleştirilmiştir (Auxhausen, 1934).

Schuchardt ilk kez 1942 yılında maksillanın tamamının hareketlendirilmesi için pterygomaksiller birleşimin ayrılması gerektiğini savunmuştur (Schuchardt, 1959). Moore ve Ward ise 1949 yılında maksillanın anterior repozisyonu için pterygoid kemiğin horizontal düzlemde kesilmesi gerektiğini ifade etmişlerdir (Moore ve Ward, 1949). Fakat sonraki yıllarda yayınlanan raporlarda bu işlemin ciddi kanamalara yol açtığı ve uzak durulması gerektiği bildirilmiştir (Perciaccante ve Bays, 2004). Aynı şekilde Willmar 1974'te bu yöntemi kullandığı 40 vakada aynı ciddi kanamalara sebep olduğunu ve uzak durulması gerektiğini belirtmiştir (Willmar, 1974). Bu teknikler, genel olarak maksillanın farklı miktarlarda hareketlendirilmesini sağlayan ve kendi amacından farklı olarak distraksiyon osteogenezi yöntemiyle maksillayı pozisyonlandıran tekniklerdir. Bu yöntemler yüksek oranda relaps oluşumuna sebebiyet vermiştir. (Bloomquist ve Lee, 2004).

Obwegeser, 1965 yılında yaptığı çalışmada, maksillaya bütünüyle hareket verilmesinin, gerilim kuvvetlerini yok ederek, daha az relaps ile daha kolay konumlandırma sağlayacağını belirtmiştir (Obwegeser, 1969).

1970'li yılların ortalarında Bell ve arkadaşlarının maksillanın hemodinamik yapısı hakkında yaptıkları araştırmalar sonucunda Le Fort I cerrahisinde ilerleme kaydedilmiştir (Bell ve ark., 1975).

1.5. Ortognatik Cerrahi

Ortognatik cerrahi, dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesi için cerrahi ve ortodontinin işbirliği ile uygulanan çalışmalara verilen addır. Ortognatik cerrahi uygulanan hastalarda normal oklüzyon olmadığından çiğneme fonksiyonu yapmaları çok zordur ve bu nedenle bu hastalarda gastrointestinal hastalıklar ve sistemik bozukluklar görülebilir. Bu hastalar estetik görünüşlerinden rahatsız oldukları için bazı psikolojik ve sosyal uyumsuzluk sorunları yaşamaktadırlar (Wolford ve Fields, 1999).

Ortognatik cerrahideki temel amaçlar şunlardır:

- Fonksiyonun sağlanması (Çiğneme, konuşma, oküler ve solunum fonksiyonları)
- Estetiğin düzeltilmesi (Yüzdeki harmoninin ve dengenin sağlanması)
- Stabilitenin sağlanması (Kısa ve uzun dönemde oluşabilecek relapsın önlenmesi)
- Kısa tedavi süresi (Harris ve Hunt, 2009; Wolford ve Fields, 1999)

1.5.1. Le Fort I Osteotomisi

Maksiller deformiteler üç farklı düzlemde de oluşabilir. Cerrahi prosedür her hastaya özgün şekilde planlandığı gibi Le Fort I osteotomisi ile maksilla superior, inferior, anterior, posterior yada transvers doğrultuda tek veya birden çok segment halinde hareket ettirilebilir. Maksillanın yukarı yöndeki hareketine impaction, aşağı yöndeki hareketine downgraft, öne hareketine advancement ve geriye hareketine ise setback denmektedir. (Turvey ve Schardt-Sacco, 2000; Wolford ve Fields, 1999).

1.5.2. Maksillanın Öne Konumlandırılması (Maxillary Advancement)

Le Fort I osteotomisi ile stabiliteyi riske atmadan yaklaşık olarak 10 mm maksilla öne alınarak fikse edilebilir. Maksillayı öne almaktaki en büyük engel anterior yumuşak dokular, özellikle dudaktır. Dudak yarığı hikayesi olan hastalarda maksillayı hareket ettirme daha zordur ve relaps daha fazla görülür. Bu farkı dengelemek için maksillanın %50-60 oranında daha fazla hareket ettirilmesi gerekmektedir (Mani, 2010b).

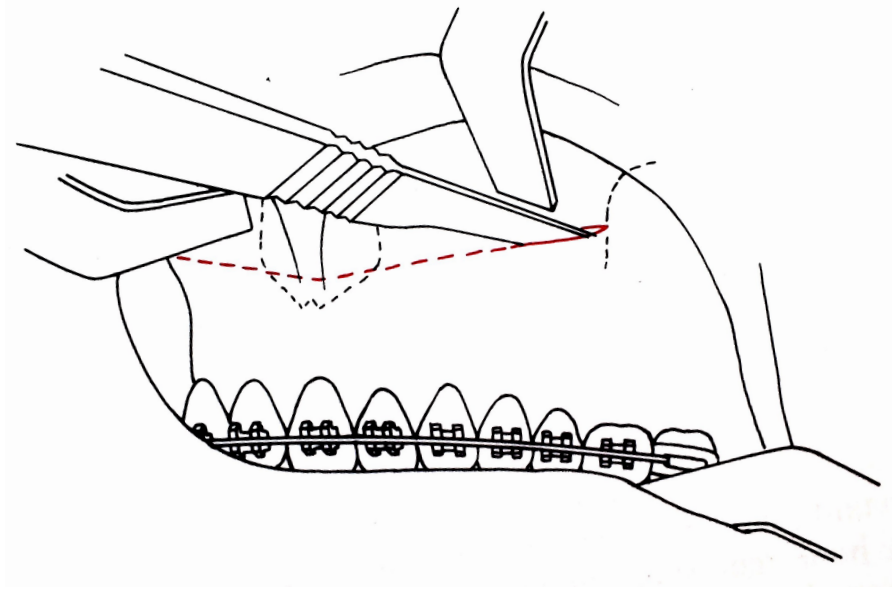
1.5.2.1. Endikasyonlar:

- Post-travma hastaları,
- Dudak-damak yarığı hastaları,
- Nazomaksiller hipoplazi,
- Ciddi mandibular prognatizmde ciddi orandaki mandibular setbacki azaltmak,
- Class III maloklüzyonu ve ilgili fasiyal abnormalileri düzeltmek için (Malik, 2012; Tucker ve Ochs, 2003).

1.5.2.2. Teknik

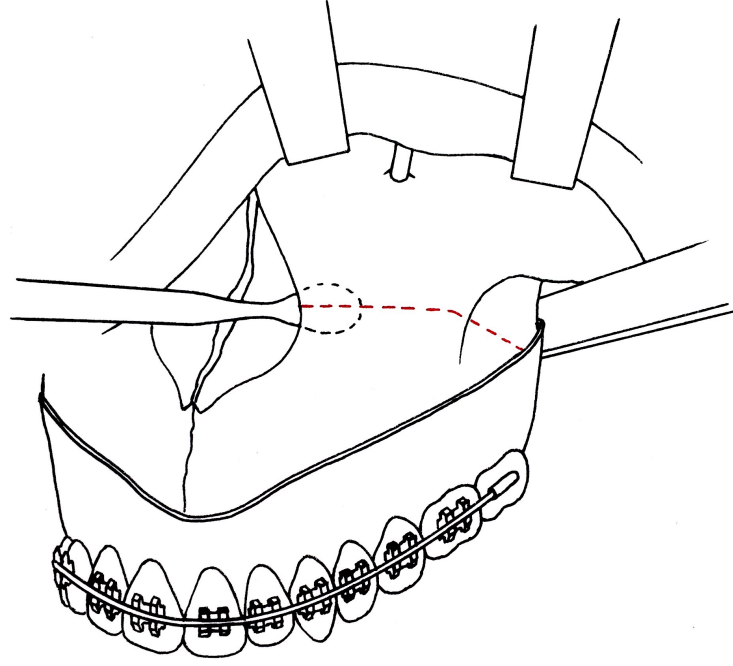
•Vazokonstriktörlü lokal anestezi ile maksiller bukkal sulkusun tamamına infiltrasyonlar yapılır.

•Tercihen 15 numaralı bir bistüri kullanılarak, bukkal sulkusta birinci molardan başlayıp diğer birinci mola uzanan bir insizyon yapılır. Alveol tarafına yeterli miktarda yapışık diş eti bırakılması yaranın dikilmesini kolaylaştıracaktır (Şekil 1.3).



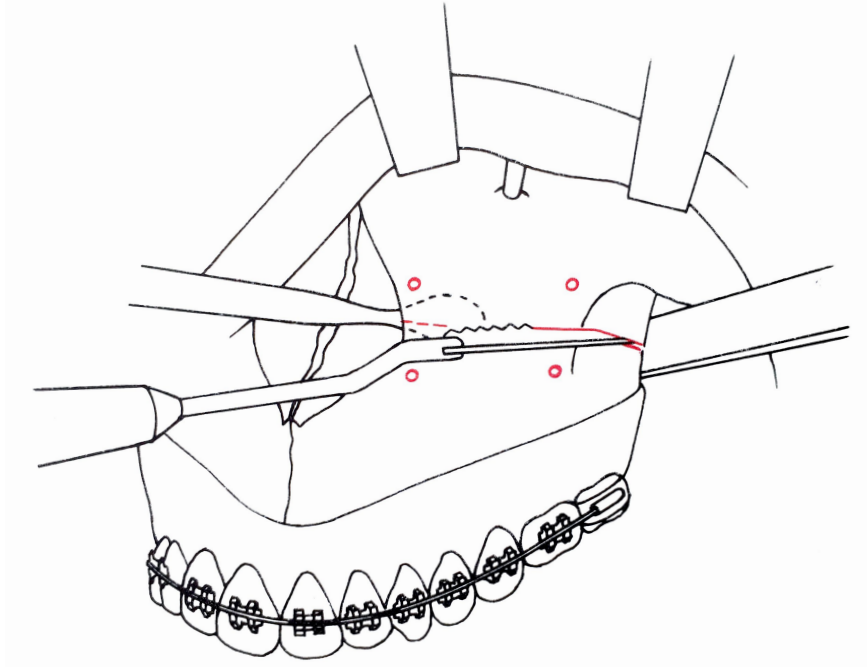
Şekil 1.3. Anterior zigomatik-maksiller buttressten orta hattaki karşı buttresse yüksek insizyon (Turvey ve White, 1991)

•Howart periost elevatörü yardımıyla, mukoperiosteal flep elevasyonu özenle gerçekleştirilir. Lack retraktörü ile posterior maksillada, pterygoid proçese kadar devam ettirilir. İnferior orbital rim ve infraorbital damar-sinir paketini açığa çıkarmak üzere, flep elevasyonuna devam edilir. Bunu takiben, piriform aperture kenarları açığa çıkartılır. Nazal elevatörler, mukoza altından ilerletilerek, sert damak posterior sınırına kadar ulaştırılır. Sonrasında özenle, nazal mukoza ve septumunun elevasyonu gerçekleştirilir (Şekil 1.4).

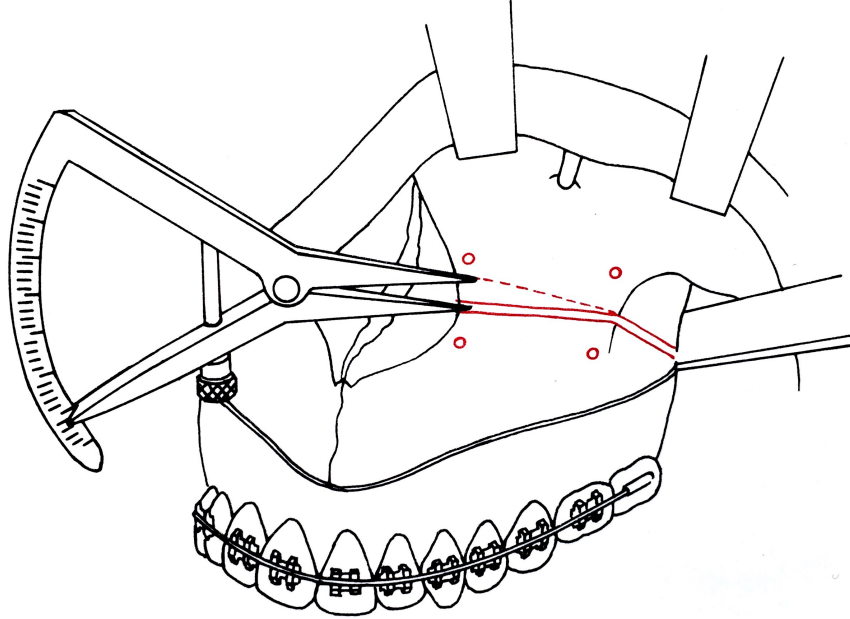


Şekil 1.4. Açığa çıkmış infraorbital sinir, retraktör pterygomaksiller birleşimde ve burnun piriform fossası açığa çıkmış. Kesik çizgili hat planlanan osteotomiye belirtmektedir (Turvey ve White, 1991).

•Diş köklerinden, özellikle de kanin kökünden uzakta kalmak amacıyla, gingiva kenarının 15 mm üzerinden, pterygomaksiller fissür ve piriform aperture arası mesafenin osteotomisi, frez ve testere yardımıyla gerçekleştirilir (Şekil 1.5). Distal ve mezial sinüs duvarlarını ayırmak için, yapılan kesi posteriorda derinleştirilir ve önde piriform aperture kenarında, mümkün olduğunca yukarıda bitirilir. Eğer maksiller impaction planlanmışsa, uygun mesafelerden iki yarı kesi gerçekleştirilir (Şekil 1.6).



Şekil 1.5. Periost elavatörü nazal aperturenin iç tarafından lateral duvar boyunca kesi yapan testereyi karşılamaktadır (Turvey ve White, 1991).



Şekil 1.6. Kompas ile başlangıçtaki osteotomiden sonra piriform bölgeden ne kadar kemik çıkarılacağı işaretleniyor (Turvey ve White, 1991).

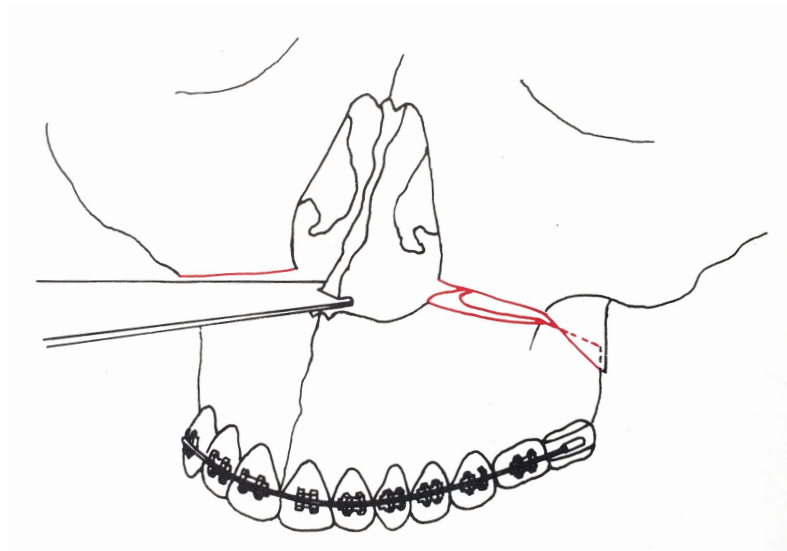
•Kıvrık bir pterygoid osteotomu tüberin arkasına pterygoid çıkıntının üzerine açılı bir şekilde yerleştirilerek üzerine hafifçe vurulur. Kemiğin ayrıldığı, baş

parmak palatal mukoza üzerine konarak ağız içinden hissedilebilir (Şekil 1.8). Aynı işlem karşı tarafta da tekrarlanır.



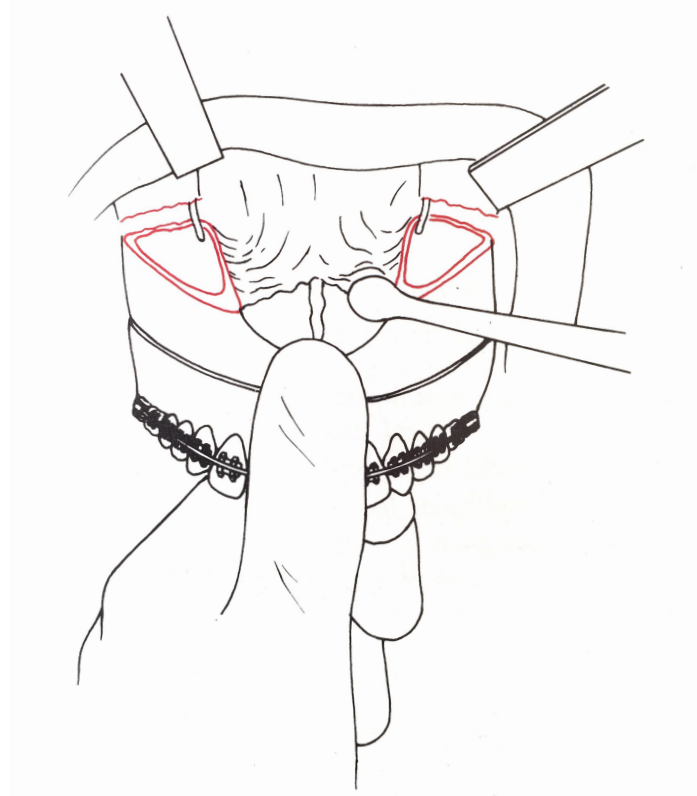
Şekil 1.8. Pterygoidin osteotomla ayrılırken parmak ile palatalden osteotomun alt ucunun hissedilmesi (Turvey ve White, 1991)

•Nazal septum çentikli bir nazal osteotom, lateral nazal duvarlar ise lateral nazal osteotom yardımıyla ayrılır (Şekil 1.9). Bazı nazal septum kesikleri nazotrakeal tübün delinmesine neden olabilir. Bu durum yumuşak damağın arkasına koruyucu olarak parmak yerleştirilmesi ile önlenabilir.



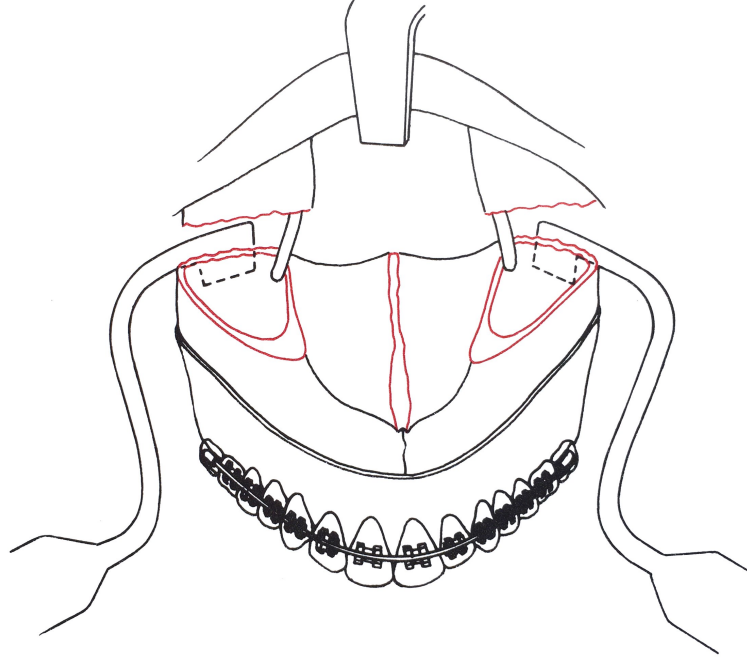
Şekil 1.9. Nazal septumun çentikli nazal osteotom ile ayrılması (Turvey ve White, 1991)

•Üst çene artık, aşağı kuvvetlice parmakla bastırılarak (Şekil 1.10) yada Rowe forsepsleri ile ayrılabilir. Tutan herhangi bir nokta varsa, osteotomlar yardımıyla tekrar kesi yapılır.



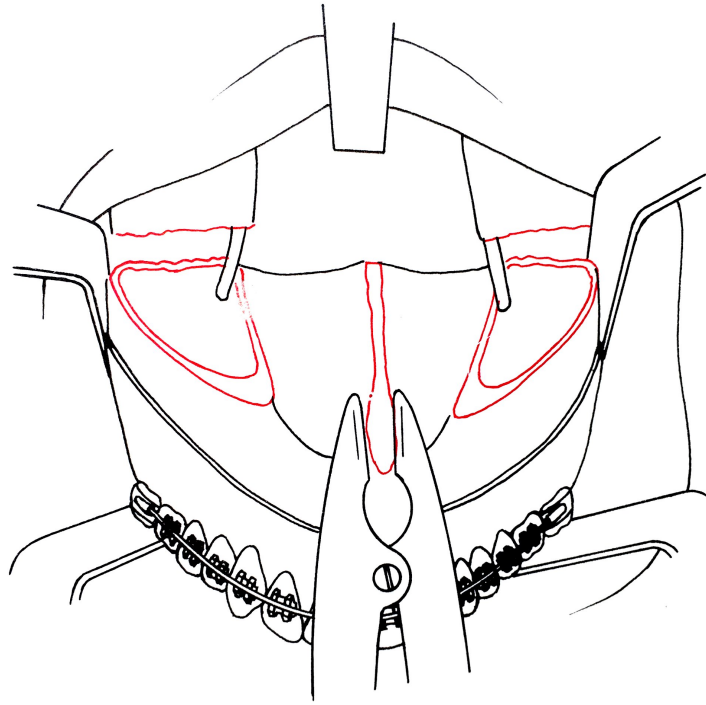
Şekil 1.10. Maksillanın parmakla bastırılarak aşağı indirilmesi ve nazal tabanın ortaya çıkarılması için nazal mukozanın eleve edilmesi (Turvey ve White, 1991)

•Maksilla, Tessier mobilizasyon hook yardımıyla hareketlendirilir ve yumuşak damağa gevşek bir bağlantısı olmak koşuluyla tamamen mobil olması sağlanır (Şekil 1.11).

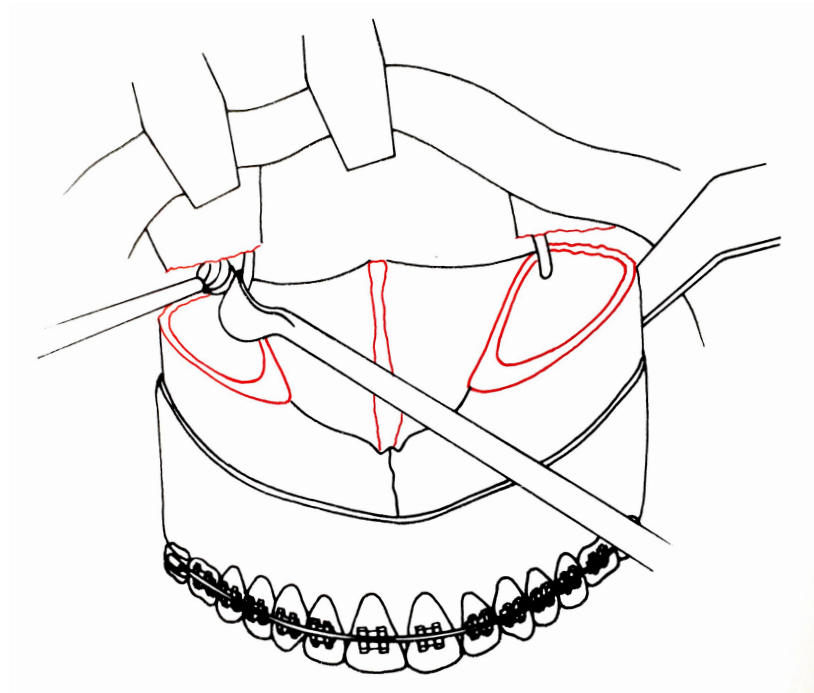


Şekil 1.11. Maksillanın Tessier mobilizasyon hook ile öne çekilip hareketlendirilmesi ve kalan kemik bağlantılarının kırılması (Turvey ve White, 1991)

•Hook yardımıyla maksilla aşağı konumdayken tedavi planlamasına göre frezler ve kemik pensleri aracılığıyla maksiller sinüs duvarları ve nazal kısım kemik çıkıntıları düzeltilir (Şekil 1.12, 1.13).



Şekil 1.12. Nazal kemik çıkıntılarının kemik penssi yardımıyla alınması (Turvey ve White, 1991)



Şekil 1.13. Pterygoid bölgeden frez ile kemik kaldırırken descending palatine damarlarının korunması (Turvey ve White, 1991)

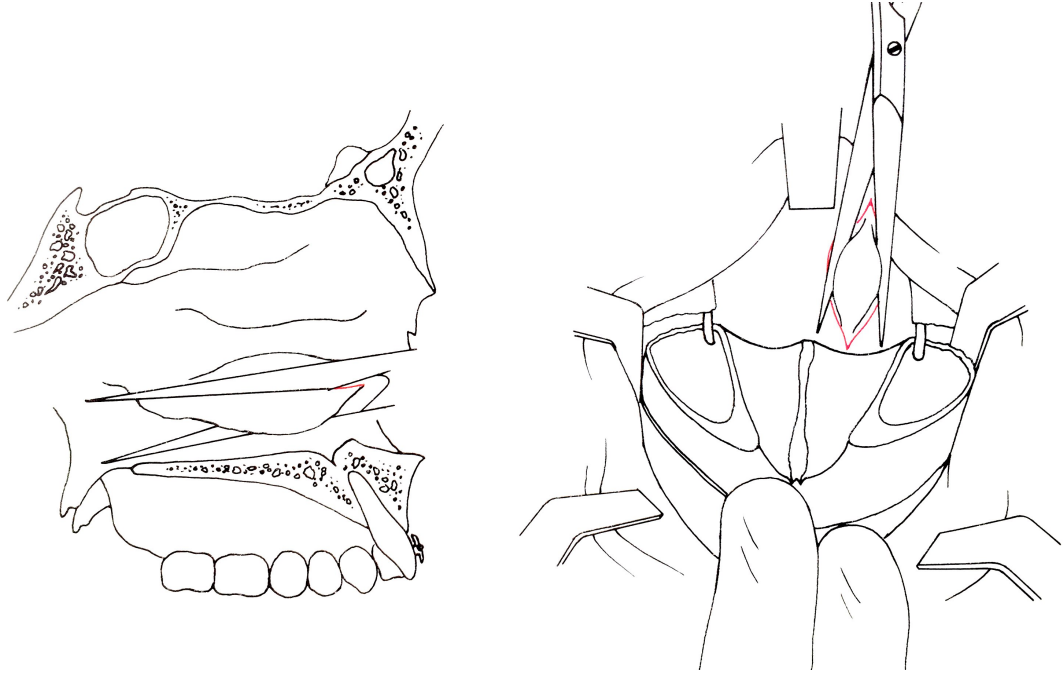
- Bu noktada maksillanın planlanan hareketine uygun olarak dizayn edilmiş çeşitli modifikasyonlar bulunmaktadır.

- Önceden model ve sefalometrik set-up'lar yardımıyla hazırlanan ortodontik splint, mandibulayla birlikte maksillaya fikse edilir (Şekil 1.14).



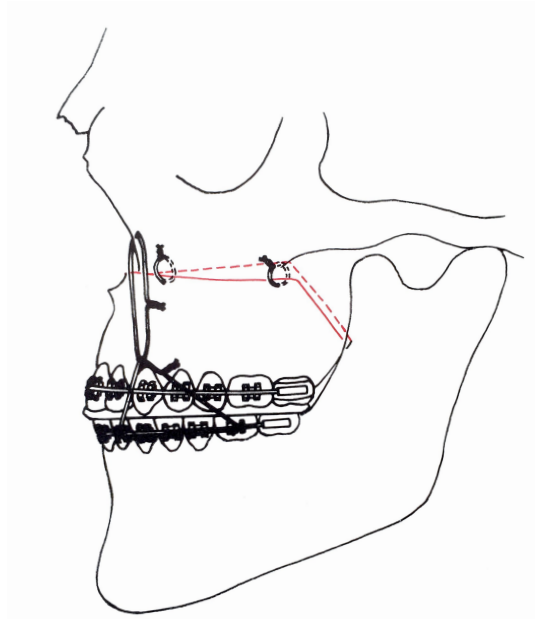
Şekil 1.14. Ortodontik splint ile intra oral maksillo-mandibular fiksasyon (Wolford ve ark., 2011)

- Gerekli ise nazal septum maksillanın yeni konumuna göre makasla şekillendirilerek (Şekil 1.15) spina nasalis anteriora 3/0 prolene suturela bağlanır.



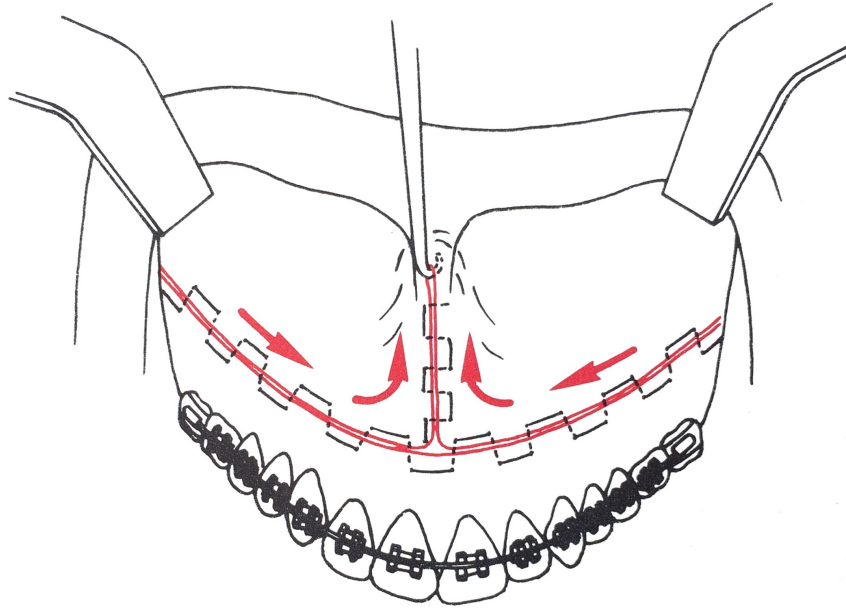
Şekil 1.15. Septal kartilajın makasla rezeksiyonu (Turvey ve White, 1991)

•Kemiklerin fiksasyonu için tel osteosentezi ve intermaksiller fiksasyon teknikleri (Şekil 1.16) daha önceleri tercih edilen yöntemler olsa da günümüzde titanyum veya rezorbe olabilen plaklar ve vidalar kullanılmaktadır. Plak fiksasyonu için genellikle 4 adet L plak yeterli olmaktadır.



Şekil 1.16. Tel osteosentezi ile IMF (Turvey ve White, 1991)

•Son olarak kanama kontrolü yapılarak yara kenarları 3/0 ipek veya rezorbe olabilen vikril ile suture edilerek kapatılır (Şekil 1.17) (Keller ve Rebellato, 2000; Lupori ve ark., 2000; Turvey ve Schardt-Sacco, 2000).



Şekil 1.17. V-Y mukoza kapanışı ile vermillionun korunması (Turvey ve White, 1991)

1.6. Maksiller Fiksasyon Yöntemleri

1.6.1. Rijit Fiksasyon

Günümüzde kullanılan plak sistemleri genellikle saf titanyum yada titanyum alaşımlarından oluşmaktadır. İdeal bir stabilizasyon için 4 adet plak kullanılmalıdır. Çift taraflı piriform kenar ve zigomatik buttresse plaklar yerleştirilir. Genellikle 1.5 veya 2 mm kalınlığındaki plaklar kullanılmaktadır. Primer kemik kontağının bulunduğu daha küçük ve stabil hareketlerde 1.5 mm'lik plaklar, greftleme gerektiren kemik segmentleri arasındaki mesafenin geniş olduğu durumlarda ise 2 mm plakların kullanımı uygundur. Değişik varyasyonlu plak şekilleri bulunmasına karşın en sık L şeklindeki plaklar tercih edilmektedir. T şeklindeki plaklar da maksillaya kolaylıkla yerleştirilebilmektedir. X plaklar ise iyi üç boyutlu stabilizasyon sağlamasına

rağmen kemik yüzeyine uyumlandırmak için bükmek zor olduğundan seyrek kullanılmaktadır. Plakların fiksasyonu için osteotomi hattının üstüne ve altına gelecek şekilde her plak için en az ikişer vida yerleştirilir. Plaklar kemik üzerinde pasif pozisyonda durmalı ve vidalar yerleştirilip sıkıldığında maksilla yer değiştirmemelidir. Rijit fiksasyon iskeletsel fiksasyona göre bazı önemli avantajlar sağlamaktadır. İntraoperatif olarak kemik segmentleri daha iyi izlenebilmekte ve kemik temasının zayıf olduğu bölgelerde dahi stabilizasyon sağlanabilmektedir. Rijit fiksasyon yapılması, oklüzyonun değerlendirilmesini kolaylaştırmaktadır. İmmobilizasyon süresini kısaltmakta; konuşma, hijyen, beslenme açısından ve psikolojik yönden kolaylık sağlamaktadır. Havayolunu etkilemediğinden, kanama ve bulantı durumlarında non-rijit fiksasyona göre daha güvenilirdir. Rijit fiksasyon, erken mobilizasyonu mümkün kılarak, çene fonksiyonlarının hızla geri kazanılmasını sağlamaktadır. Ayrıca kemik segmentlerinde kompresyon yaratarak, primer kemik iyileşmesini kolaylaştırmaktadır. Fiksasyonda kullanılan plakların, doğru bükülerek kemikle pasif ilişkisinin sağlanması gerekmektedir. Doğru bükülme yapılamadığı zaman, kemik segmentlerinde yer değişikliği, maloklüzyon, kondil deplasmanı ve bunlara bağlı temporomandibular eklem problemleri; karşılaşılabilecek problemler arasındadır (Harris ve Hunt, 2009; Turvey ve White, 2003; Van Sickels, 1999).

1.6.2. İntraosseöz Telleme (Tel osteosentez)

Tel fiksasyonu stabil bir yöntem olmamasından dolayı maksillanın stabilizasyonu için önerilen bir teknik değildir. Ancak kullanıldığı durumlar da mevcuttur. Bilateral olarak 4 adet tel kullanılır. Maksilla için askı teller, mandibula için sirkummandibular teller tercih edilmektedir. Vertikal ve antero-posterior relaps önemli ölçüde daha fazladır. Vertikal stabilitenin sağlanması için primer kontak gerekmektedir. Plak vida sistemlerine göre daha kolay uygulanmakta, daha az ekipman gerektirmektedir ve çok daha ucuz bir

yöntemdir (Turvey ve Schardt-Sacco, 2000; Turvey ve White, 2003; Wolford ve Fields, 1999).

1.6.3. Askı Telleme

Çeşitli tipte askı teller kullanılabilir. İnfraorbital askı telleri ve zigomatik proçes askı telleri ilgili kenarlardan geçirilerek uygulanır. Aynı zamanda piriform kenar da askı için kullanılabilir. Rijit fiksasyona göre relaps ve mobilizasyon daha fazla görülmektedir. Askı telleri intraosseöz telleme ile birlikte de kullanılabilirler. Bu teknikler stabil olmayan bir yapıya sahip olduklarından pek sık tercih edilmemektedirler (Wolford ve Fields, 1999).

1.6.4. Steinmann Pinleri

Steinmann pinleri zigomatik proçes içersine horizontal olarak yerleştirilir ve ark laterale doğru uzanır. Pin daha sonra 90 derece aşağıya doğru bükülür ve 1. molar dişin headgear tüpüne veya diğer ortodontik apareylere bağlanır. Fiksasyon plaklarının yetersiz kaldığı durumlarda, büyük ilerletme gerektiğinde ve ekspansiyon yapılacağı durumlarda endikedir (Wolford ve Fields, 1999).

1.6.5. Cerrahi Stabilizasyon Apareyi (Splint)

Bu apareyler çenelerin ve segmentlerin repozisyonu ve stabilizasyonuna yardımcı olur. Oklüzal splint, palatal ve lingual splintler hazırlanabilir. Bu splintler tel ligatürler ile çenelere bağlanabilirler (Wolford ve Fields, 1999).

1.6.6. Titanyum Plak ve Vida Sistemleri

Titanyum inert ve biyouyumlu bir materyaldir. Yüksek biyomekanik özellikleri vardır ve sertliğinin yanı sıra kolay şekillendirilebilir. Piyasada bulunan titanyum materyaller, titanyum ve oksijen içerir. Bugün titanyum, oksijen içeriğine göre 1-4 arasında sınıflandırılır (Çizelge 1.1). Titanyum yaşayan doku ve kemikle kolaylıkla kaynaşır. Kemikle oluşturulan bu bağa osseointegrasyon adı verilir ve her iki doku arasındaki bu kaynaşma oldukça kuvvetlidir. Titanyum ve kemik arasındaki bağ, bağlanma yüzeyi boyunca ve ona dik gelen kuvvetlere karşı koyar. Titanyum kraniyofasiyal cerrahide kullanılan diğer metallere göre (paslanmaz çelik, titanyum) en iyi korozyon direnci gösteren materyaldir. Her ne kadar kemiğe oranla çok daha yüksek olsa da metallere oranla daha düşük elastisite modüle sahiptir. Ayrıca manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) etkileşimi açısından daha uyumludur (Prein ve Berton, 1998).

Çizelge 1.1. Maksillofasiyal cerrahide sık kullanılan titanyumların içerikleri ve materyal özellikleri

Grade 1	Düşük oksijen içeriği düşük direnç
Grade 2	Standart oksijen, orta direnç
Grade 3	Orta dereceli oksijen miktarı, yüksek direnç
Grade 4	Yüksek oksijen miktarı, ekstra direnç

1.7. Maksiller Osteotomi Sonrası Relaps

Uzun vadeli stabilizasyon ortognatik cerrahinin ana amaçlarından biridir (Jo ve ark., 2008). Relaps ise ortognatik cerrahinin öngörülemez risklerinden biridir. Relaps dental, iskeletsel yada her ikisinden de gelişebilir. Maksiller osteotomilerin stabilitesi maksillanın öne hareketinin ve inferiora yeniden konumlandırma büyüklüklerinden, cerrahi sırasında downfracture yapılan maksillanın hareket yeterliliğinden, maksillanın yeni konumundaki kemik kontak oranı ve fiksasyon tipinden etkilenmektedir (Baker ve ark., 1992; Proffit ve ark., 1991a; Proffit ve ark., 1991b). Cerrahi bakış açısının dışında

relaps doğru diagnoz, doğru ameliyat öncesi ortodontik tedavi, kesin planlama ve bunun klinik safhaya taşınması, fiksasyon da dahil doğru cerrahi teknik, kişiye özgü iyileşme kapasitesi ve kemiğin kalitesi, kasların gerginliği, hastanın kooperasyonu gibi birçok değişik faktöre bağlıdır. Bu faktörlerin önüne geçmek için anahtar disiplinler arası tecrübeli bir ekip oluşturmaktır (Centeno ve Mast, 2012). Dowling ve ark. (2005) maksiller advancement büyüklüğünün relaps ile ilişkili olduğunu belirtirlerken diğer tarafta Louis ve ark. (1993) maksiller advancement büyüklüğü ile relaps arasında anlamlı bir ilişki bulamamışlardır.

Proffit ve ark. (1996) relapsı değişik tipteki prosedürlerle ölçülendiren, ortognatik cerrahi sonrası stabilite makalelerinde, “stabilitenin hiyerarşisi” sözünü türetmişlerdir. Maksillanın superiora konumlandırılması ve maksiller advancement istikrarlı iken maksillanın inferiora konumlandırılması, inferiora rotasyonu ve transvers ekspansiyonu istikrarsız olduğu belirtilmiştir (Çizelge 1.2) (Jo ve ark., 2008; Proffit ve ark., 1996; Van Sickels ve Kushner, 2012). Maksiller advancement sonrası relaps genellikle ilk 6 ayda (erken dönem) yaklaşık olarak %18 oranında olduğu bulunmuştur (Dowling ve ark., 2005). 5 mm advancement stabil bulunurken, 8 mm’ye kadar olan advancementlarda %80 şansla 2 mm’nin altında landmark değişikliği olduğu belirtilmiştir (Lee, 2009; Van Sickels ve Kushner, 2012).

Çizelge 1.2. Maksiller osteotomi sonrası maksilla hareketlerine göre relaps ilişkisi

En stabil	Maksiller impaction
Stabil	8 mm’ye kadar maksiller advancement
En az stabil	Maksillanın inferiora rotasyonu, maksillanın ekspansiyonu

1.8. Gerilme Ve Gerilim (Stres Ve Strain):

1.8.1.Stres

Stres basitçe Kuvvet/Yüzey alanı olarak tanımlanabilir (Caputo ve Standlee, 1987).

Birim olarak ise birim kuvvet/birim alan veya birim kuvvet/uzunluğun karesi şeklinde ifade edilebilir ($1\text{Pa}=1\text{N/m}^2$). Stres, literatürde sıklıkla MPa (Megapaskal) olarak belirtilmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.8.2.Stres Tipleri

Bir yapının maruz kaldığı kuvvetlerin bileşkesi, stres türülü belirlemektedir. Dik yönlü olanlar, dik (normal) stres bileşenleri oluştururlar. Teğet yönde olanlar ise makaslama (shear) bileşenlerini oluşturmaktadırlar. Dik yönlü bileşenler, çekme veya sıkıştırma özelliğine sahiptirler. Makaslama stresleri ise tek tip olmaktadır. Bir çizgi üzerindeki zıt yönlü iki kuvvet, yapıda çekme oluşturmaktadır. Aynı yönlü kuvvetler ise yapıda baskı oluşturmaktadırlar. Baskı uygulamasında, moleküller birbirlerine yaklaşmaya direnç göstermelidirler. Çekme uygulandığında ise bu direnç, dağılmaya karşı gösterilmektedir. Deformasyona karşı gösterilen direnç, katı yapılarda elastikiyetin temel kalitesini göstermektedir (Caputo ve Standlee, 1987; Craig, 1993; Zaimoğlu ve ark., 1993).

Bir üç boyutlu elemanda en büyük stres değeri, bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu konumda oluşur. Eleman bu konfigürasyonda olduğunda oluşan normal streslere principal stresler adı verilir. En büyük pozitif streslere maksimum principal stresler ($P_{\max}$); en büyük negatif streslere de minimum principal stresler ($P_{\min}$) denir (O'brien, 1997).

Kırılgan materyaller için principal stres değerleri önemlidir; çünkü P_{max} , en yüksek gerilme dayanıklılığından (ultimate tensile stress) büyük ya da ona eşit olduğunda veya P_{min} , en yüksek sıkışma dayanıklılığından (ultimate compressive stress) büyük ya da ona eşit olduğunda başarısızlık meydana gelir. Kemik üzerindeki streslerin değerlendirilmesinde genellikle principal stresler kullanılır. Çekilebilir (ductile) materyallerde ise Von Mises stresler önemlidir ve deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. Örneğin, implantta oluşan Von Mises stres değeri Ti-6Al-4V'un germe dayanıklılığını (yield strength) geçerse başarısızlık olur. Bu nedenle Von Mises stres değeri, miniplak ve vida materyallerinde oluşan stres değerlerinin incelenmesinde yararlıdır. Bu streslerin tanımlanması, potansiyel miniplak kırılması ve kemik atrofisi görülebilecek bölgelerin işaretçisidir (O'brien, 1997).

1.8.3.Strain

Cisimler üzerine etki eden kuvvetler, cisimde deformasyona yol açmaktadırlar. Çekme kuvvetleri, cismi kuvvet yönünde uzatarak deforme etmektedir. Baskı kuvvetiyle oluşan deformasyon ise, cismi kuvvet yönünde kısaltmaktadır. Deformasyon, makaslama kuvvetiyle oluştuğu zaman ise, cismin bir parçasındaki açısal değişim şeklinde oluşmaktadır (Caputo ve Standlee, 1987).

Stres maruziyetinde, yapının birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi, strain(ϵ) olarak tanımlanmaktadır. Strain, ölçü biriminden yoksun olmakla birlikte, deformasyon/cismin gerçek uzunluğu olarak tanımlanabilmektedir (Caputo ve Standlee, 1987; Craig, 1993; Zaimoğlu ve ark., 1993).

Birim alan başına bileşke kuvveti aşan stres sebebiyle oluşan çekim kuvveti veya enerji, atomları tamamen ayrılma noktasına getirerek, kopma veya kırılmaya yol açabilir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.8.4. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Stres'in straine oranı, young modülü veya elastisite modülü olarak tarif edilmektedir. Bu ölçüt materyalin sertliğini belirlemekte ve sertlik arttıkça da artış göstermektedir (Caputo ve Standlee, 1987).

Elastisite modülünün birimi, birim alan başına uygulanan kuvvet olup, kg/mm² olarak belirtilmektedir ve materyalin mekanik özellikleri ile dolaylı ilişkisi söz konusudur (Zaimoğlu ve ark., 1993).

$$E = \text{Stres/Strain} = \sigma / \epsilon$$

1.8.5. Poisson Oranı

Aksiyal yüklenme oluştuğunda, çekme veya basma sonucunda, eş zamanlı aksiyal ve lateral strain mevcuttur. Çekme kuvveti yönünde materyal uzadığı zaman, çapraz kesitinde küçülme oluşmaktadır. Baskı kuvveti ise, çapraz kesitinde kalınlaşma meydana getirmektedir. Elastik sınırlar dahilinde, lateral strain/ aksiyal strain oranı, 'v' işareti ile belirtilen Poisson Oranı şeklinde tanımlanır. Poisson oranı, çekme kuvvetleri uygulandığında, elastik deformasyon sırasındaki uzama ve çapraz kesit küçülmesinin, orantılı olduğunu gösterir. Çapraz kesitte bu küçülme, cisim kırılana kadar devam edebilmektedir (Anusavice ve ark., 2012).

1.8.6. Yield Stresi

Bir materyalde stresin artışı değerlendirilirken stresin straine oranlanamayacağı bir nokta vardır. Bu noktaya orantı sınırı (proportional limit) denir. Elastisite sınırı (Elastic limit) ise daimi deformasyonun aşağısındaki stres olarak tanımlanabilir. Bu stres parametrelerinin kesin deneysel kararları zordur ve pratik amaçlarda orantı sınırı ve elastisite sınırı

ayırt edilemez. Neticede yield stres (veya strength) denilen bir stres parametresi çeşitli materyallerin karşılaştırmasını kolaylaştırır. Yield stresi daimi deformasyonun özel bir miktarına benzer bir stres gibi tanımlanabilir. Yüksek yield stresine sahip bir materyalde daimi deformasyon oluşması zordur denilebilir (Caputo ve Standlee, 1987).

1.8.7. Stres Analiz Yöntemleri

1. Kırılğan vernik kaplama tekniği ile stres analizi
2. Fotoelastik model kullanılarak stres analizi
3. Gerilimölçer kullanımı(strain gauge)
4. Lazer ışını ile stres analizi (holografik interferometri)
5. Radyotelemetri ile kuvvet analizi
6. Sonlu elemanlar stres analizi (Assuncao ve ark., 2009; Bernardes ve ark., 2009; Gülay, 2010)

1.9. Sonlu Elemanlar Analizi

Oral maksillofasiyal cerrahi ve ortopedide kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerini uygun yükleme koşulları altında test etmek amacıyla kullanılan metotların biri de sonlu eleman stres analiz yöntemidir. Mandibulada kırık ve ortognatik cerrahi fiksasyonunda yapılan uygulama hataları ve kullanılan bazı materyallere bağlı olarak çevre dokular ve çiğneme kuvvetleri etkisiyle fiksasyon sistemi deformasyona uğrayabilmekte ve de fragmanların stabilitelerinin güvenilirliği tehlikeye girebilmektedir. SEA,

fiksasyon güvenilirliğinin test edilmesinde sık kullanılan, kuvvetlerin ve kullanılan materyalin özelliklerinin değiştirilebildiği bir yöntemdir (Chao ve ark., 2007).

1960'ların başında, havacılık ve uzay endüstrisindeki sorunların çözümüne yönelik ortaya çıkan bu yöntem, o yıllardan itibaren birçok mühendislik alanında kullanılagelmiştir. Bu yaklaşım, karmaşık mühendislik sistemleri için geliştirilmiş olsa da, bilgisayar teknolojisindeki teknik gelişmeler doğrultusunda, dental biyomekanik araştırmalarında da uygulama alanı bulmuştur (Adıgüzel, 2010). SEA'nın Türk diş hekimliğinde kullanıldığı ilk çalışmalardan biri de KESKİN (1990) tarafından dental implantlar üzerine yapılmıştır.

Kompleks geometrik yapılar, bilgisayar ortamında ağ yapısına dönüştürülür. Bu yapı; eleman sayısı, düğüm noktaları ve belirleyici sınır koşullarından oluşur. Sonlu elemana bölünen bu düğüm noktaları, eşit büyüklükte olup birbirlerine köşe noktalarında birleştirilebilmektedirler. Her bir düğüm noktasında, yüklemeye bağlı oluşan yer değişimi ve stres, bilgisayar yazılımı yardımıyla hesaplanabilmektedir (Keyak ve ark., 1993; Keyak ve ark., 1990).

1.9.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

SEA'nın avantajları şunlardır:

- Karmaşık geometriye sahip katılar modellenebilir.
- Gerçekçi malzeme değerleri ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilir.
- İstenilen sayıda değişik malzeme ile model oluşturulabilir.

- Stres dağılımı ve yer değiştirmeler duyarlı bir şekilde elde edilebilir.
- Deneysel aracın kontrolü, sınır koşullarının, uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin, geometrinin kolayca değiştirilip analizin zahmetsizce gerçekleştirilmesi mümkündür.
- Noninvaziv bir tekniktir.
- Herhangi bir noktaya uygulanan kuvvetle oluşan stres teorik olarak gerçeğe yakın bir biçimde ölçülebilir.
- Dişler, alveolar kemik, periodontal ligament, kraniofasial yapılar ve diğer materyaller simüle edilebilir.
- Kuvveti uygulama noktası, büyüklüğü ve yönü istenildiği gibi değiştirilebilir.
- Çalışma operatör isterse defalarca tekrarlanabilir (De Vree ve ark., 1983; Farah ve Craig, 1998; Jafari ve ark., 2003).

1.9.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Diğer Stres Analizi Yöntemlerine Göre Avantajları

SEA'nın diğer stres analizi yöntemlerine göre avantajları şunlardır:

- Boyut ve şekillerindeki esneklik nedeniyle, verilen cismi temsil edebilen sonlu elemanlar, karmaşık şekilli bir cisimde daha etkili bile olabilmektedirler.
- Köşeler veya başka tabirle çok bağlantılı bölgeler bile kolaylıkla incelenebilmektedir.

- Değişik materyal ve/veya farklı geometrik özelliklere sahip yapılar olması da ek bir zorluk oluşturmamaktadır.
- Sebep-sonuç ilişkilerindeki problemler, temel gerinim matrisi ile birbirleriyle bağlantılı, genelleştirilmiş 'kuvvetler' veya 'yer değiştirmeler' cinsinden formüle edilebilir (Jafari ve ark., 2003).

Metodun çok yönlü ve esnek olması, karmaşık yapılarda ortam, alan ve diğer problemlerde, sebep-sonuç ilişkilerini hesaplamak amacıyla etkin şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir (Jafari ve ark., 2003).

1.9.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Aşamaları

SEA üç aşamada gerçekleşir:

İlk aşamada, incelenecek yapı, uygun geometrik tanımlarla bilgisayarda modellenir. Bu aşamada, sınır koşulları ve düğüm sayısı önem arz eder. Bu etmenler doğru belirlenip, yapı küçük elemanlara ayrıldıkça, analiz sonuçlarının gerçekliği artış gösterir.

İkinci aşama, analiz verilerinin yüklenmesidir. Bu veriler:

- Elastisite Modülü ve Poisson Oranı
- Düğüm noktalarına uygulanan kuvvetin; yön, şiddet ve açısıdır.

Son aşama ise, analizin çözümlenme aşamasıdır. Her alt yapının iç çözümlenmesinden, yapının tümünün çözümlenmesine ulaşılarak sonuçlar elde edilir (Sonugelen ve Artunç, 2002).

Bu tezin amacı Le Fort I osteotomisi sonrası yapılan maksiller advancementin değişik sayıda (2-4) ve şekildeki (L ve T plak) miniplaklarla rijit fiksasyonu sonrasında postoperatif stres dağılımını ve vertikal, horizontal ve oblik kuvvetler altındaki kompleks biyomekanik etkileri sonlu elemanlar model analizi ile karşılaştırmaktır. Bu sayede değişik fiksasyonlardaki stres dağılımları ve optimal miniplak kullanımı belirlenebilecektir. Aynı zamanda deplasman miktarları ölçülerek relaps olasılıkları da değerlendirilebilecektir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'na ait hasta arşivinden alınan BT verilerinin özel bir bilgisayar programlama sistemine aktarıldıktan sonra modeller elde edilmesi ile gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada, BT verileri kullanılarak bilgisayar ortamında, yüzün orta üçlüsü, miniplaklar ve vidalar modellenmiş ve üç boyutlu SEA yöntemi kullanılarak statik lineer analiz gerçekleştirilmiştir.

2.1. Miniplakların Ve Vidanın Modellenmesi

Çalışmada W. Lorenz (Walter Lorenz Surgical, Jacksonville, FL 32218, USA) firmasına ait T biçimindeki ve 0,6 mm kalınlığa sahip 6 mm advancement Le Fort plağına (01-6486) (Şekil 2.1a), 1 mm kalınlığa sahip orta boy sağ L plağına (01-9290) (Şekil 2.1b) ve 1,5 x 8 mm HT X-Drive (95-1508) monokortikal fiksasyon vidasına dayanılarak bilgisayar modelleri oluşturulmuştur. Miniplaklar ve vida Nextengine 3D tarayıcısı (NextEngine, Inc. 401 Wildshire Blvd, Ninth Flor Santa Monica, California 90401) ile (Şekil 2.2) makro ölçekte 3 boyutlu olarak taranıp sterolitografik formatta elde edilen görüntü verileri, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderilmiş ve modeller elde edilmiştir.



Şekil 2.1. (a) 0,6 mm kalınlığa sahip advancement Le Fort plağı, (b) 1 mm kalınlığa sahip orta boy L plağı



Şekil 2.2. Nextengine 3 boyutlu tarama cihazı

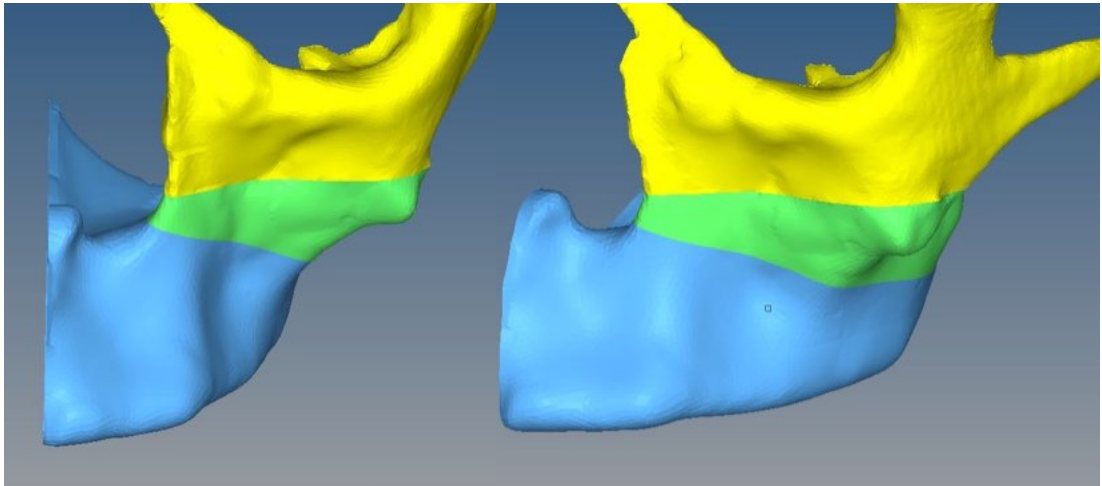
BT verilerinden elde edilen maksilla modelinde, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımı kullanılarak krestal kortikal kemik ve spongiöz kemik tabakaları modellenmiştir. Maksillada sıklıkla D3 kemik kalitesi görüldüğünden buna uygun olarak dens trabeküler kemiği kaplayan 1 mm dış kortikal kemik kalınlığı olacak şekilde model oluşturulmuştur.

2.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

Çalışmada Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi kliniklerinde ortognatik ameliyatı planlaması amacıyla BT incelemesi yapılmış hasta kayıtları kullanılmıştır. BT kayıtları arasından çalışmada kullanılmaya uygun nitelikteki maksillaya sahip bir olgu seçilerek modelleme için kullanılmıştır. Birer mm'lik kesitler alınarak elde edilmiş olan BT verileri medikal görüntü formatı DICOM'a (Digital Imaging and Communications in Medicine) dönüştürülmüştür. Bu amaçla Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 300 GB Hard Disk, 4.00GB RAM donanımlı ve Windows XP Professional Version 2002 Service Pack 3 işletim sistemi olan bir bilgisayardan yararlanılmıştır.

Elde edilen maksilla modeli üzerinde yapılan düzeltme işlemleri sonrasında elde edilen verilerin gerçeğe en yakın olabilmesi amacıyla, dişler artifaktlar temizlenerek işlenmiş ve dişler çevresi periodontal membran 0.2 mm boyutunda her bir dişin kökleri çevresince modele dahil edilmiştir. Böylelikle maksillanın solid meshing işlemi tamamlanmıştır.

Kesitlerin model stimülasyonunda Abaqus 6.14 (Dassault Systèmes Simulia Corp., Providence, RI, USA, 2014) bilgisayar programı kullanılmış olup oluşturulan sanal maksilla üzerinde Le Fort I kesisi yapılarak (Şekil 2.3) maksilla 8 mm anteriora alınıp miniplaklarla fiks edilerek 4 ayrı model elde edilmiştir. Miniplaklar kemik yüzeyine uyum sağlaması amacıyla üzerlerinde gerçekte yapılan bükme işlemlerine benzer deformasyonlar yapılmıştır. Modellerde uyum sağlaması için 6 mm advancement Le Fort plağı 8 mm olarak, 8 mm fiksasyon vidası ise 7 mm olarak modellenmiştir. Aynı zamanda plakların bilateral kopyaları oluşturulmuştur. Daha doğru sonuç vermesi için vidalar yivsiz silindirik pinler olarak modellenmiştir. Çalışmadaki 2 modelde L plaklar, 1 modelde T (Le Fort plağı) plakları, diğer modelde de T ve L plakların kombinasyonu kullanılmıştır (Çizelge 2.1).



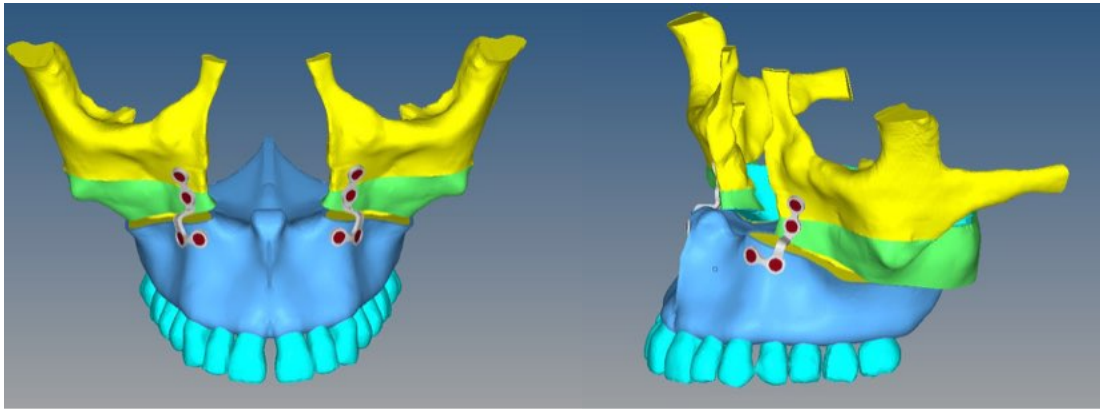
Şekil 2.3. 3 boyutlu modellerde Le Fort I kesi hattı

Çizelge 2.1. Modellerin dağılımı

Model 1	Anteriorda 2 adet L plak
Model 2	Anterior 2, posteriorda 2 L plak
Model 3	Anteriorda 2 T plak
Model 4	Anteriorda 2 T plak, posteriorda 2 L plak

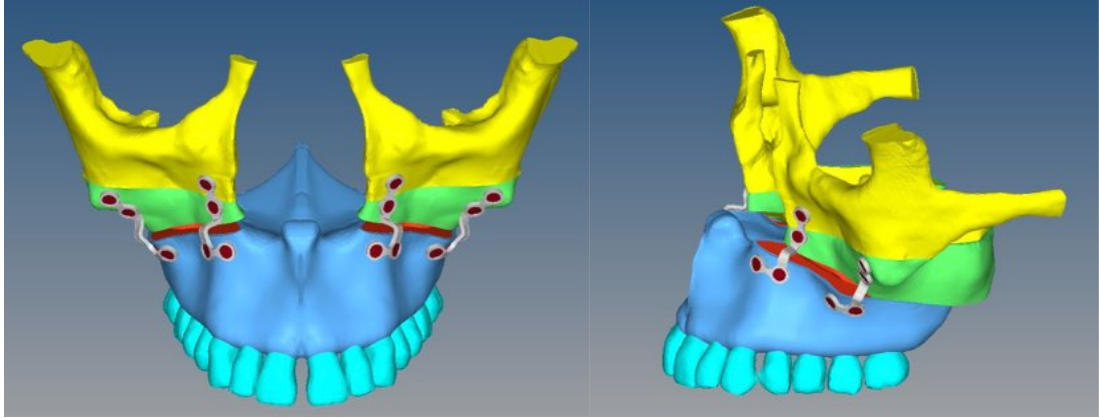
2.2.1 Model 1

Model 1’de maksilla anterior piriform aperture bölgesine bilateral olarak 1 mm kalınlığa sahip orta boy L plakları 7 mm uzunluğundaki monokortikal 4 vida ile fikse edilmiştir (Şekil 2.4).

**Şekil 2.4.** Model 1

2.2.2. Model 2

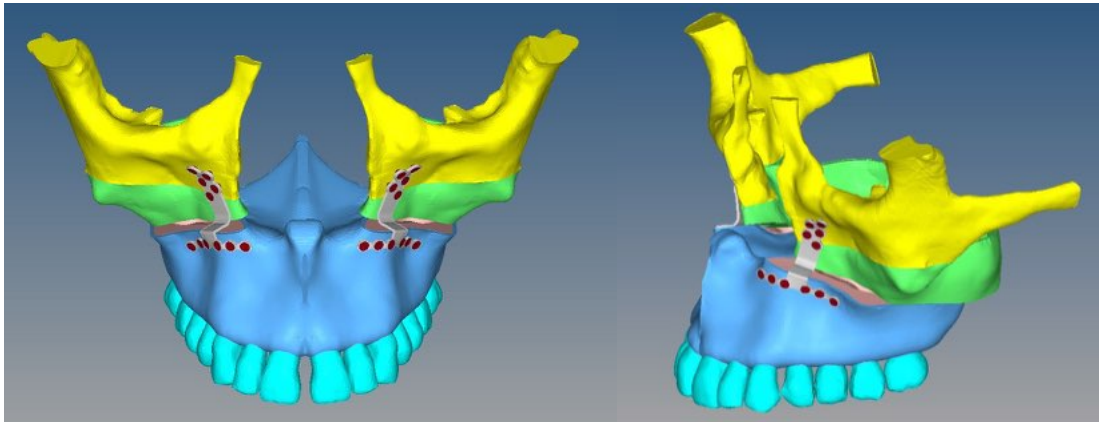
Model 2’de maksilla anterior piriform aperture ve zigomatik buttress bölgelerine bilateral olarak 1 mm kalınlığa sahip orta boy L plağı 7 mm uzunluğundaki monokortikal 4 adet vida ile fikse edilmiştir (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Model 2

2.2.3. Model 3

Model 3'te maksilla anterior piriform aperture bölgesine bilateral olarak T biçimindeki ve 0,6 mm kalınlığa sahip 8 mm advancement Le Fort plağı 7 mm uzunluğundaki monokortikal 11 adet vida ile fikse edilmiştir (Şekil 2.6).

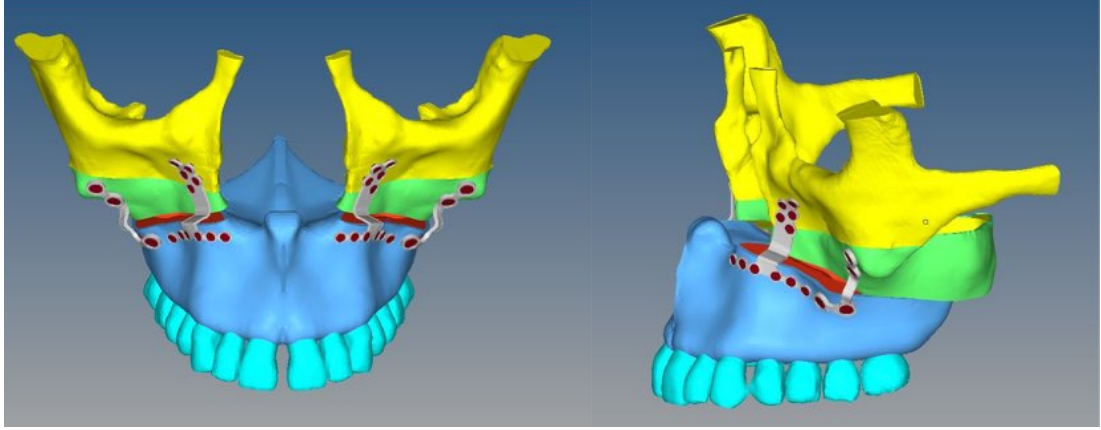


Şekil 2.6. Model 3

2.2.4. Model 4

Model 4'te maksilla anterior piriform aperture bölgesine bilateral olarak T biçimindeki ve 0,6 mm kalınlığa sahip 8 mm advancement Le Fort plağı 7 mm uzunluğundaki monokortikal 11 adet vida ile ve zigomatik buttress

bölgesine bilateral olarak 1 mm kalınlığa sahip orta boy L plağı 7 mm uzunluğundaki monokortikal 4 adet vida ile fikse edilmiştir (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Model 4

2.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modelin oluşturulması amacıyla, geometrik model yüzeyi ‘mesh’ olarak adlandırılan basit küçük parçalara bölünmüştür. İlk mesh uygulamasının ardından dik açılı ve dar yüzeyler gibi riskli bölgelerdeki elemanlar kontrol edilmiş, bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmesi amacıyla mümkün olduğunca fazla eleman sayısı kullanılmıştır. Matematiksel modellerde 4 düğüm noktalı tetrahedral solid (katı dörtgen) elemanlar tercih edilmiş ve her bir modelde homojen olarak dağıtılmıştır. Bu çalışmada maksilla, miniplaklar ve vida matematiksel modellerin hazırlanması aşamasında 1005168 ile 1874268 arasında eleman sayısı ve 205980 ile 322198 arasında düğüm sayısı kullanılmıştır (Çizelge 2.2).

Çizelge 2.2. Oluşturulan modellerin eleman ve düğüm sayıları

	Eleman sayıları	Düğüm (Node) sayıları
Model 1	1005168	205980
Model 2	1281230	260064
Model 3	1373900	273484
Model 4	1874268	322198

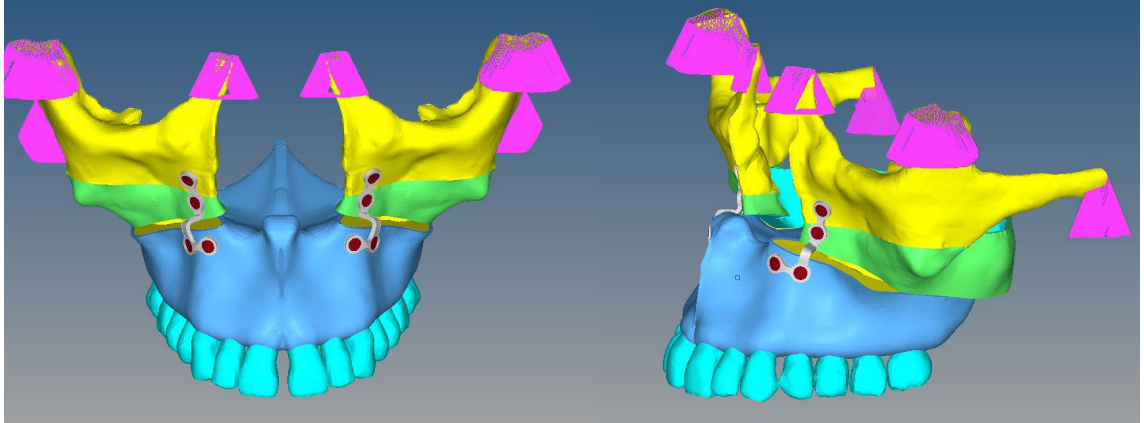
2.4. Sistemin Birleştirilmesi

Matematiksel modellemeler ardından sonlu elemanlar stres analiz programının çalışabilmesi ve sonuçların doğru alınabilmesi için sistem elemanlarının analiz programına ayrı ayrı tanımlanması noktasından hareket ederek bu çalışmadaki sistem elemanları; yüzün orta üçlüsünün kemik yapısı, diş, miniplak ve fiksasyon vidası yapıları olarak belirlenmiştir.

Bu çalışmada, kortikal kemik ile spongiöz kemiğin kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptıkları varsayılmıştır. Vidalar ile destek dokular; vidalar ile miniplaklar arasındaki bağlantı, yük aktarımını kesintisiz iletecek şekilde sağlanmıştır. Vidaların çevre kemik dokusu ile %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

2.5. Modellere Uygulanan Sınır Koşulları

Oluşturulan modeller 3 boyutlu uzayda serbest konumdadır. Boşlukta duran bu modelin analizlerinin yapılabilmesi için belirli noktalardan desteklenmesi ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. SEA çalışmalarında belirlenen modellerin en az iki düzlemde sabitlenmesi ve oluşan streslerin düzleme aktarılıp sonuçların yanlış yorumlanmaması için bu düzlemlerin analiz yapılacak bölgelerden uzak noktalardan geçmesi gerekmektedir. Bu amaçla sistem frontal proçes, zigomatik proçes ve zigomatik ark hizasından düzlemler oluşturularak sınırlandırılmıştır (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Modellerin 3 boyutlu uzayda sabitlendiği düzlemler

2.6. Materyal Özellikleri

Bu çalışmada kullanılan bütün materyaller homojen, izotropik ve doğrusal (lineer) elastik olarak tanımlanmıştır. Analizde kullanılan materyallerin özellikleri Çizelge 2.3'te gösterilmiştir.

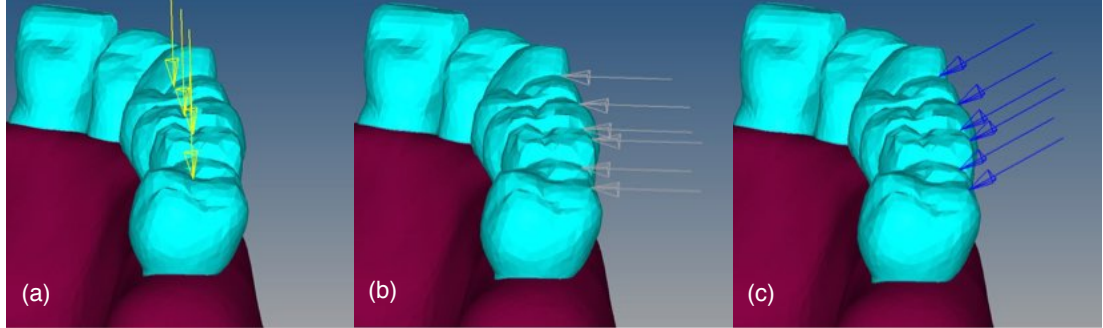
Çizelge 2.3. Analizde kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları

Materyaller	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13,7	0,30
Spongiöz Kemik	1,5	0,30
Miniplak ve Vida (Titanyum)	110	0,35
Diş	18,6	0,31

2.7. Yükleme Koşulları

Çok yönlü çiğneme kuvvetlerini simüle etmek için vertikal-horizontal-oblik kuvvetler uygulanmıştır. Çiğneme kuvvetleri olarak 5:1:2,5 oranı Graf ve ark. (1974) tarafından bulunmuştur. Maksiller premolar ve molar dişlerin merkezlerine toplamda 500 N statik vertikal kuvvet, dişlerin bukkal tüberkülerin uzun aksına dik açıyla toplamda 100 N statik horizontal kuvvet ve 60° açıyla toplamda 250 N statik oblik kuvvet alansal olarak modellerin sol

tarafalarına uygulanmıştır. Modellerin sağ tarafları balans tarafları olarak belirlenmişlerdir (Şekil 2.9).

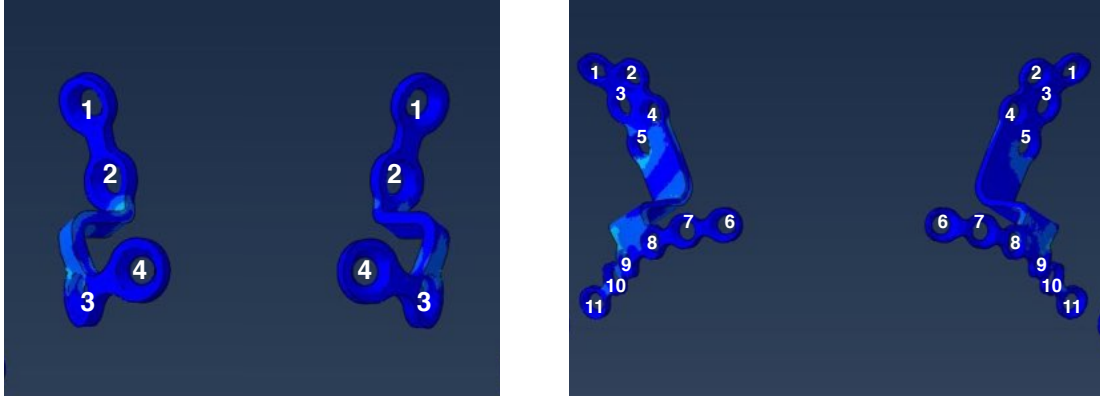


Şekil 2.9. Modellerde uygulanan (a) vertikal, (b) horizontal ve (c) oblik çiğneme kuvvetleri

Oluşabilecek relapsı ön görebilmek adına anterior piriformlarda, sağ ve sol olmak üzere osteotomi hattı üzerinde ikişer referans noktası belirlendi ve 1 sn boyunca çiğneme kuvvetleri uygulanarak oluşan deplasman miktarları ölçülmüştür. Kemik gibi sert dokuların da bir esneme miktarı olduğu için iki segment arasındaki relatif deplasman farkları belirlenmiştir.

2.8. Plak ve Vidaların Numaralandırılmaları

Çalışmada kullanılan plaklar fonksiyon yada balans tarafında ve anterior yada posteriorda konumlandırılmasına göre, vidalar ise her plak için sırayla ve simetrik olacak şekilde Şekil 2.10'da gösterildiği üzere numaralandırılarak bahsedilmişlerdir.



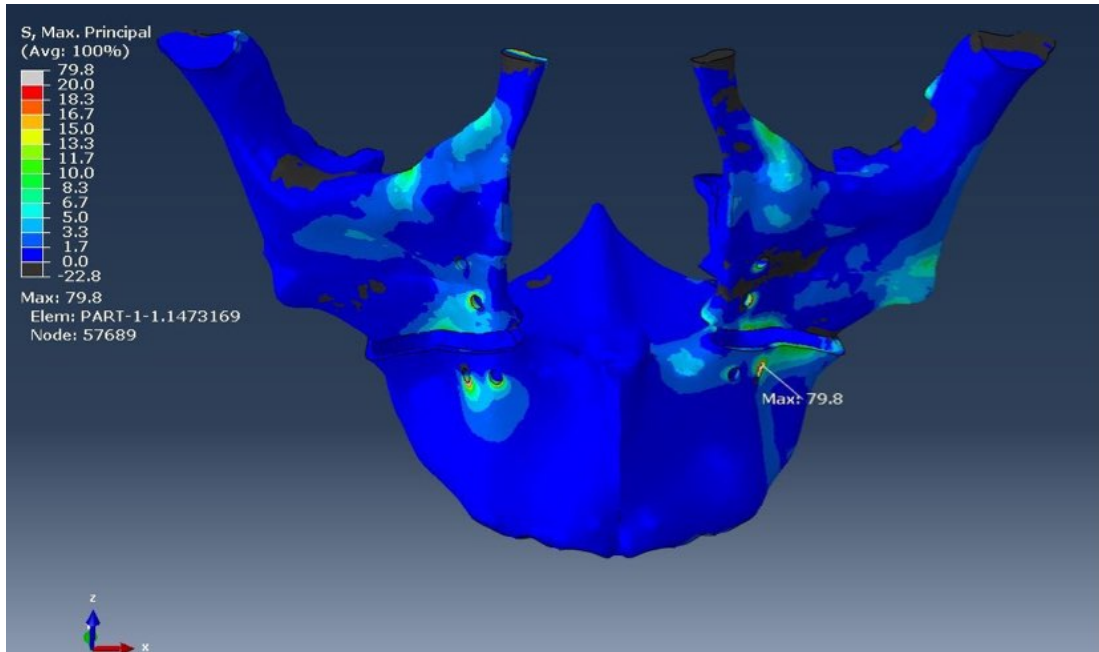
Şekil 2.10. Modellerde kullanılan vidaların numaralandırılmaları

Bu çalışmanın amacı Le Fort I osteotomisi sonrası yapılan maksiller advancementin değişik sayıda (2-4) ve şekildeki miniplaklarla (L ve T plak) rijit fiksasyonu sonrasında postoperatif stres dağılımını ve vertikal, horizontal ve oblik kuvvetler altındaki kompleks biyomekanik etkileri sonlu elemanlar analizi yöntemi ile karşılaştırmaktır. Bu sayede değişik fiksasyonlardaki stres dağılımları ve optimal miniplak kullanımı belirlenebilecektir.

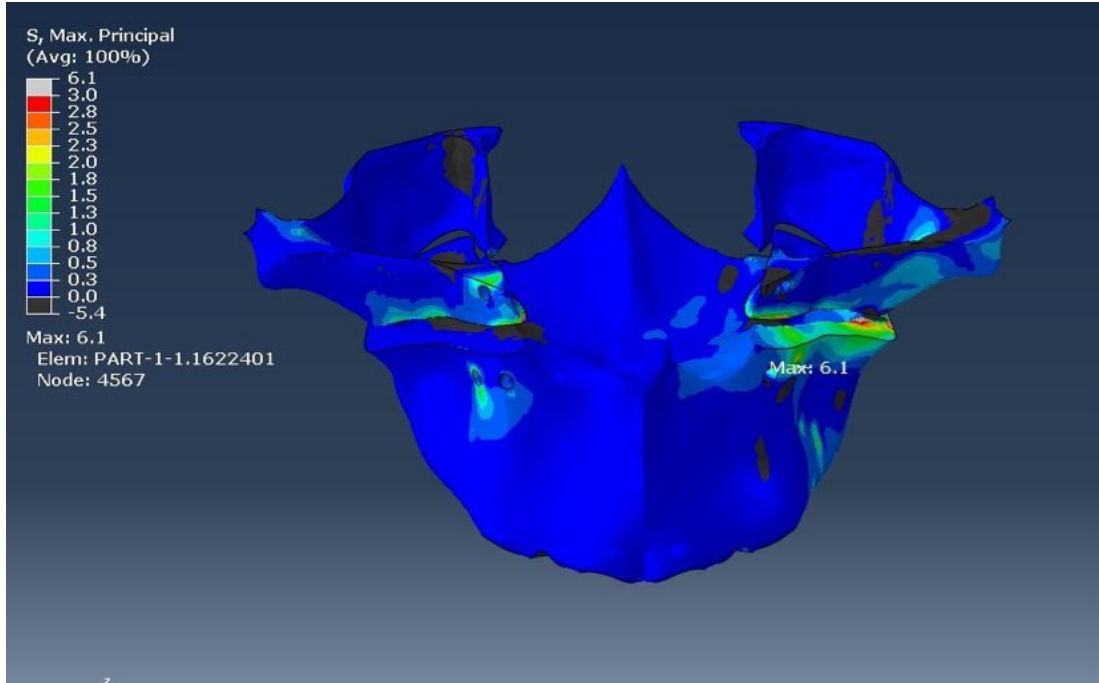
3. BULGULAR

3.1. Vertikal Kuvvetlerde Maksimum Principal Stres

Model 1'de vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri Şekil 3.1'de ve spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri ise Şekil 3.2'de gösterilmiştir. En yüksek P_{max} değeri fonksiyon tarafındaki plağın 3. vidası bölgesinde, kortikal kemik için 79,8 MPa ve spongiöz kemik için 6,1 MPa olarak ölçülmüştür.

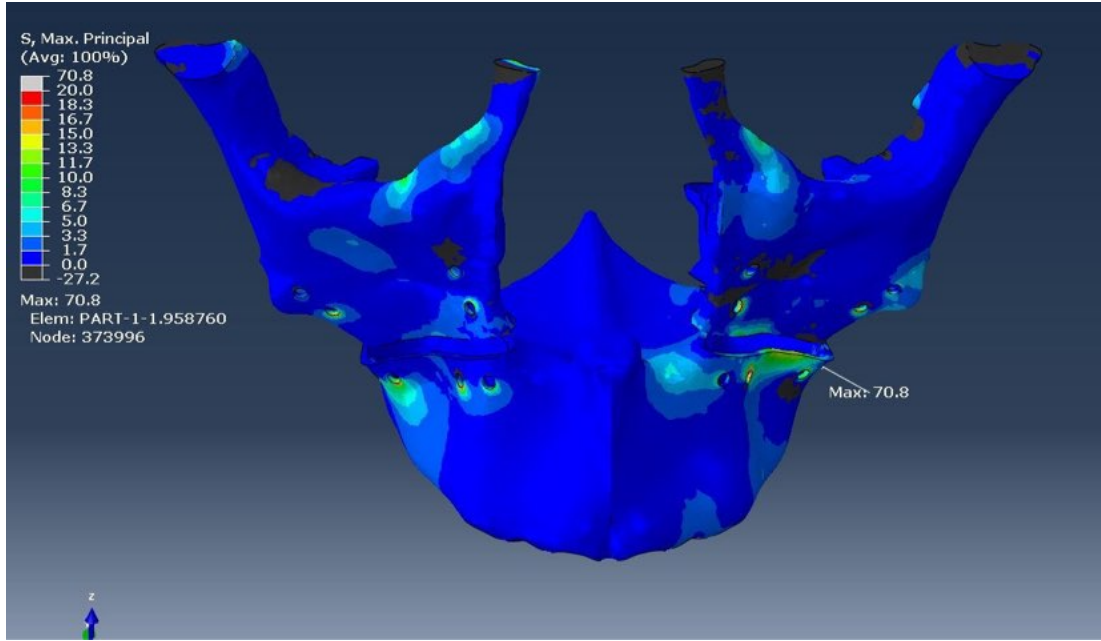


Şekil 3.1. Model 1'de vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri

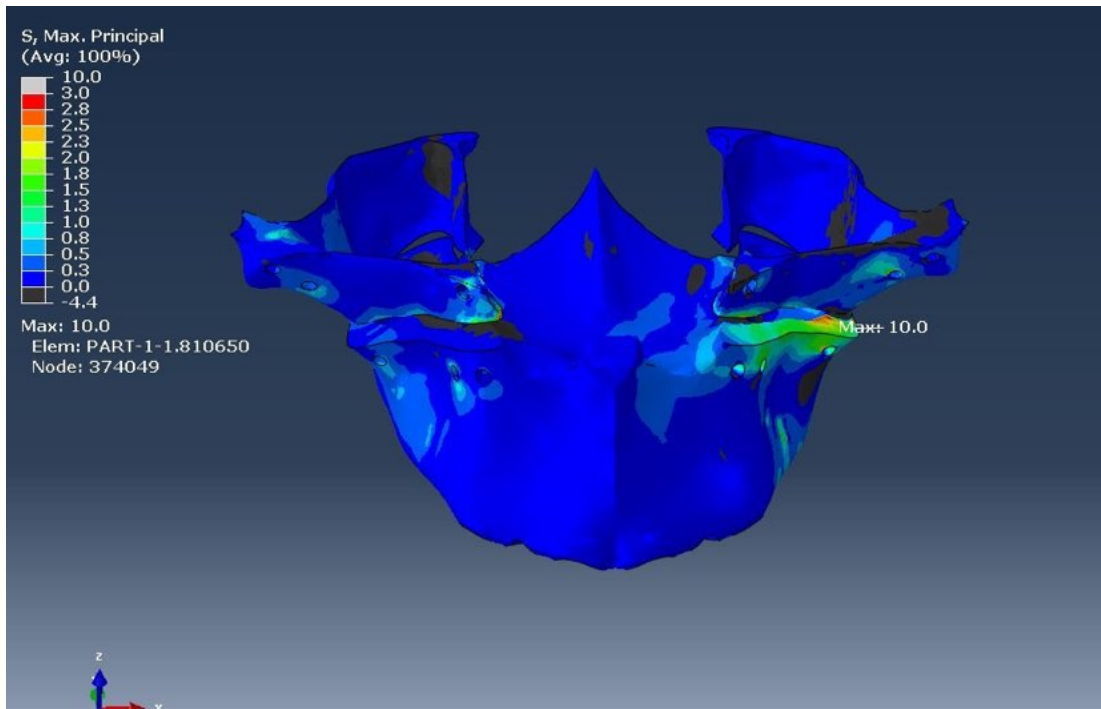


Şekil 3.2. Model 1'de vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri

Model 2'de vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri Şekil 3.3'te ve spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri ise Şekil 3.4'te gösterilmiştir. En yüksek P_{max} değeri fonksiyon tarafında ve posteriordaki plağın 3. vidası bölgesinde, kortikal kemik için 70,8 MPa ve spongiöz kemik için 10 MPa olarak ölçülmüştür.



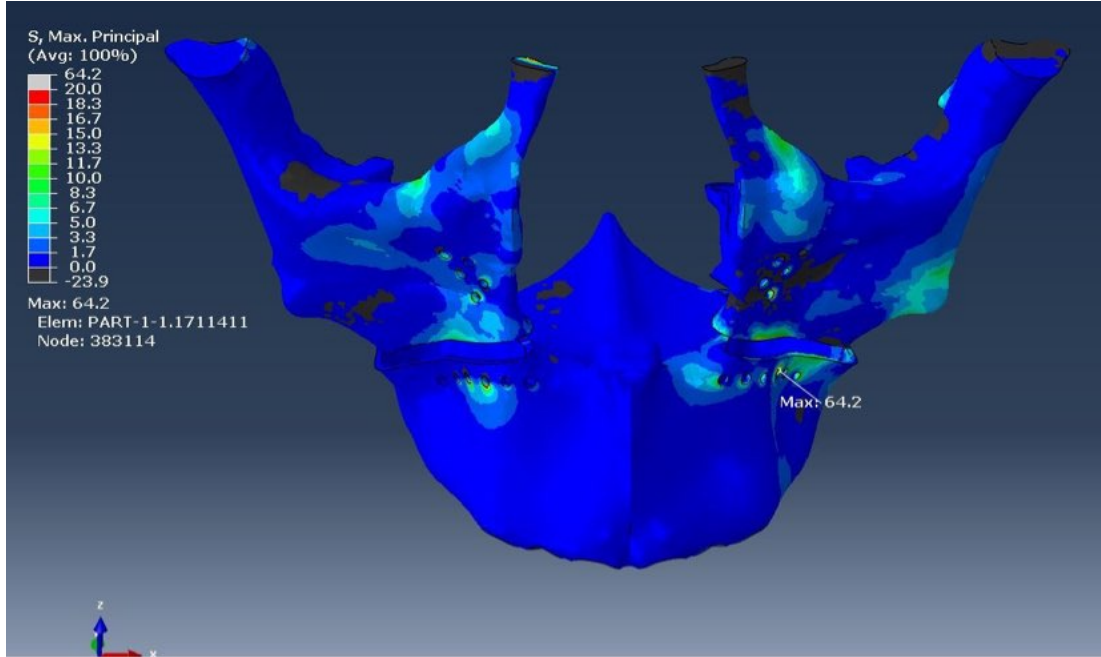
Şekil 3.3. Model 2’de vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri



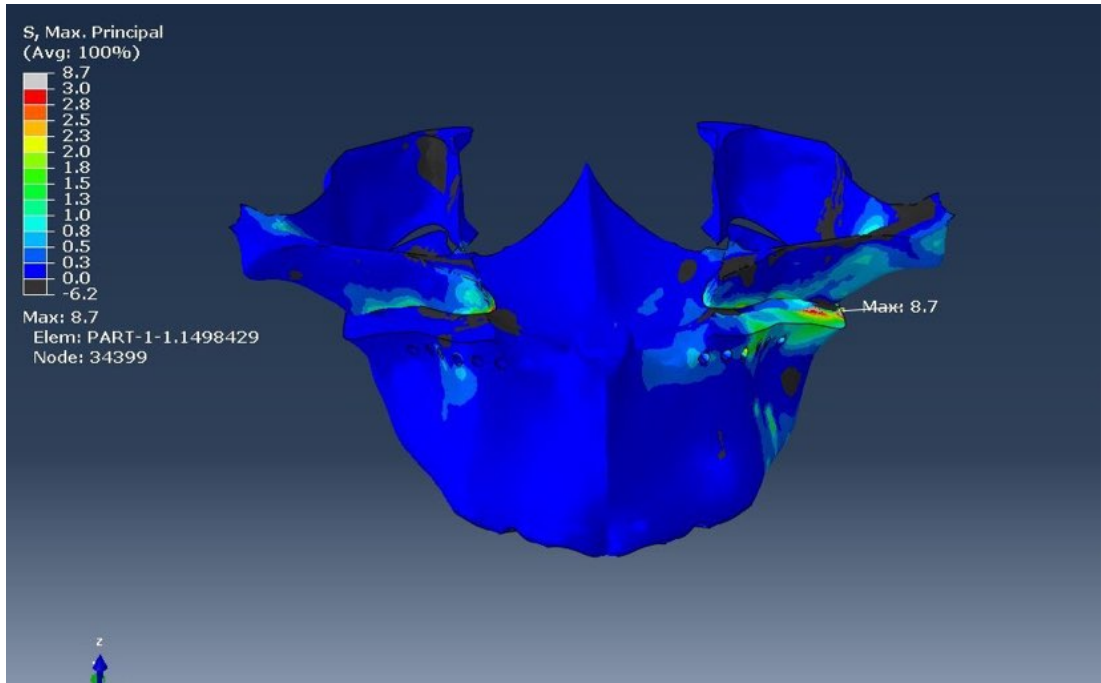
Şekil 3.4. Model 2’de vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri

Model 3’te vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri Şekil 3.5’te ve spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri ise Şekil 3.6’da gösterilmiştir. En yüksek P_{max} değeri fonksiyon tarafındaki plağın 9. vidası

bölgesinde 64,2 MPa ve spongiöz kemik için osteotomi hattının altındaki pterygoid bölgede 8,7 MPa olarak ölçülmüştür.

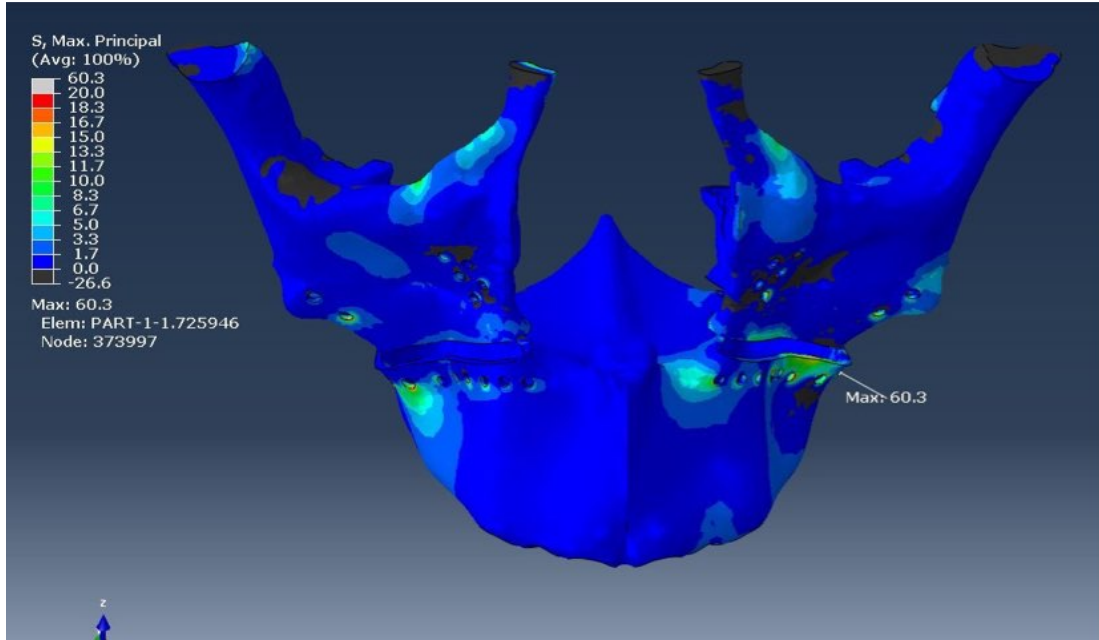


Şekil 3.5. Model 3'te vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri

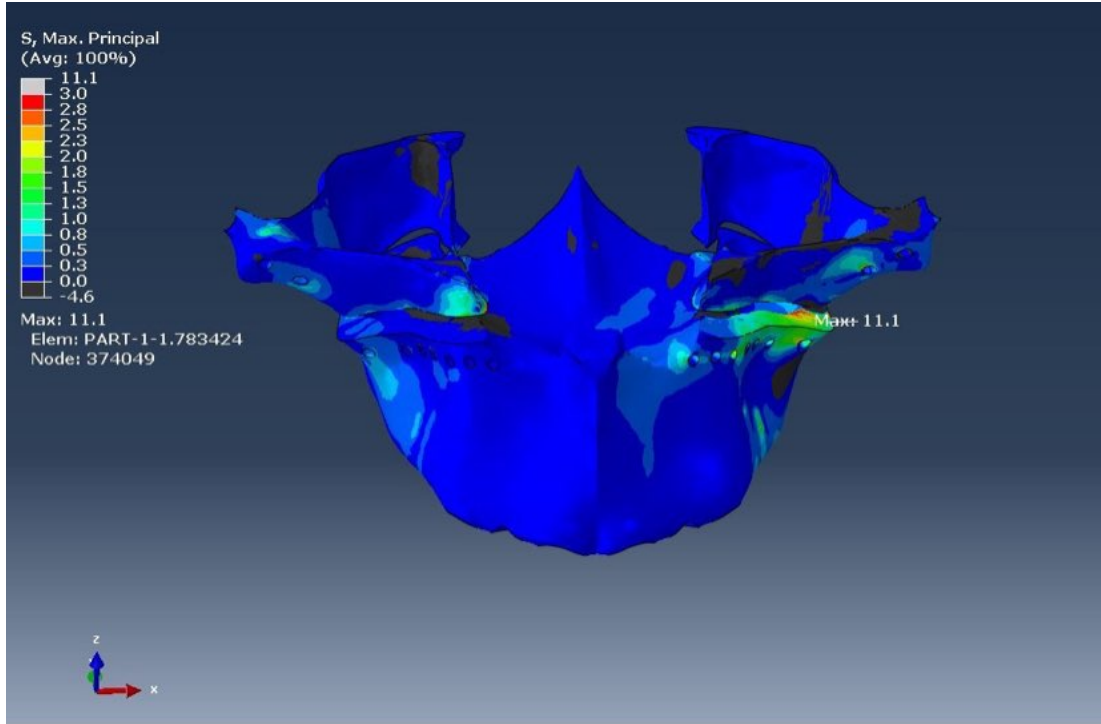


Şekil 3.6. Model 3'te vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan $P_{\max}$ değerleri

Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri Şekil 3.7'de ve spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri ise Şekil 3.8'de gösterilmiştir. En yüksek P_{max} değeri fonksiyon tarafında posteriordaki plağın 3. vidası bölgesinde, kortikal kemik için 60,3 MPa ve spongiöz kemik için 11,1 MPa olarak ölçülmüştür.



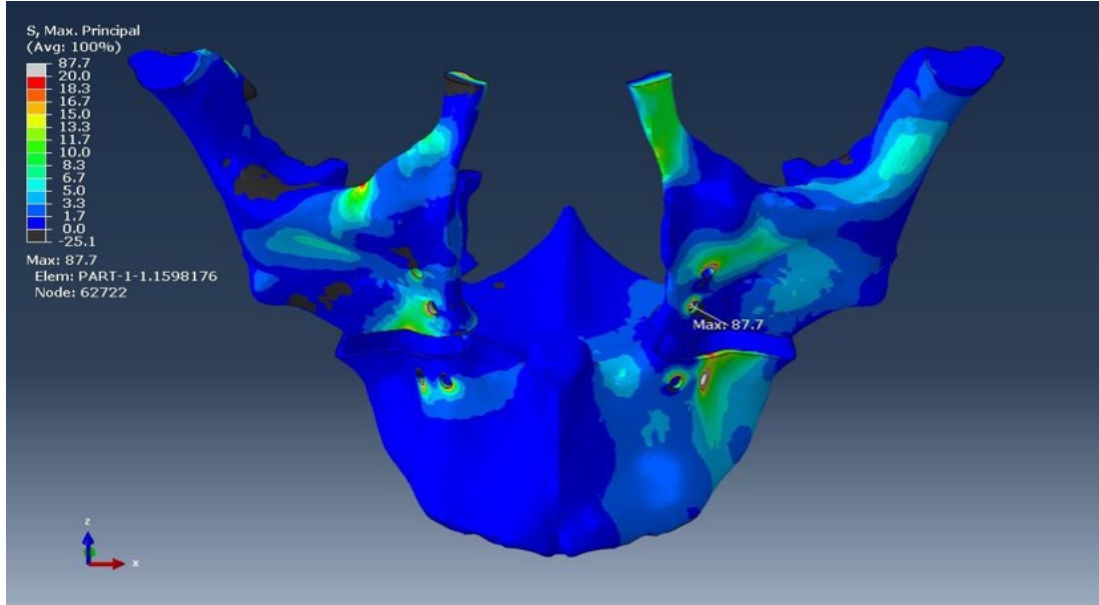
Şekil 3.7. Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri



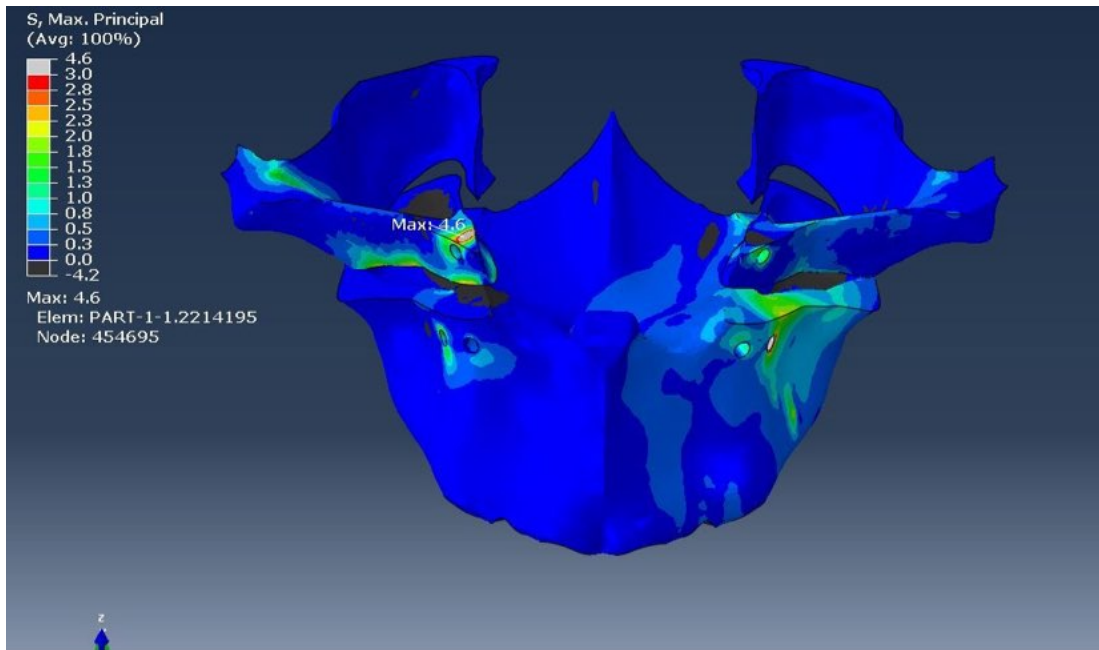
Şekil 3.8. Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri

3.2. Horizontal Kuvvetlerde Maksimum Principal Stres

Model 1'de horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri Şekil 3.9'da ve spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri ise Şekil 3.10'da gösterilmiştir. En yüksek P_{max} değeri kortikal kemik için fonksiyon tarafındaki plağın 2. vidası bölgesinde 87,7 MPa, spongiöz kemik için balans tarafındaki plağın 2. vidası bölgesinde 4,6 MPa olarak ölçülmüştür.

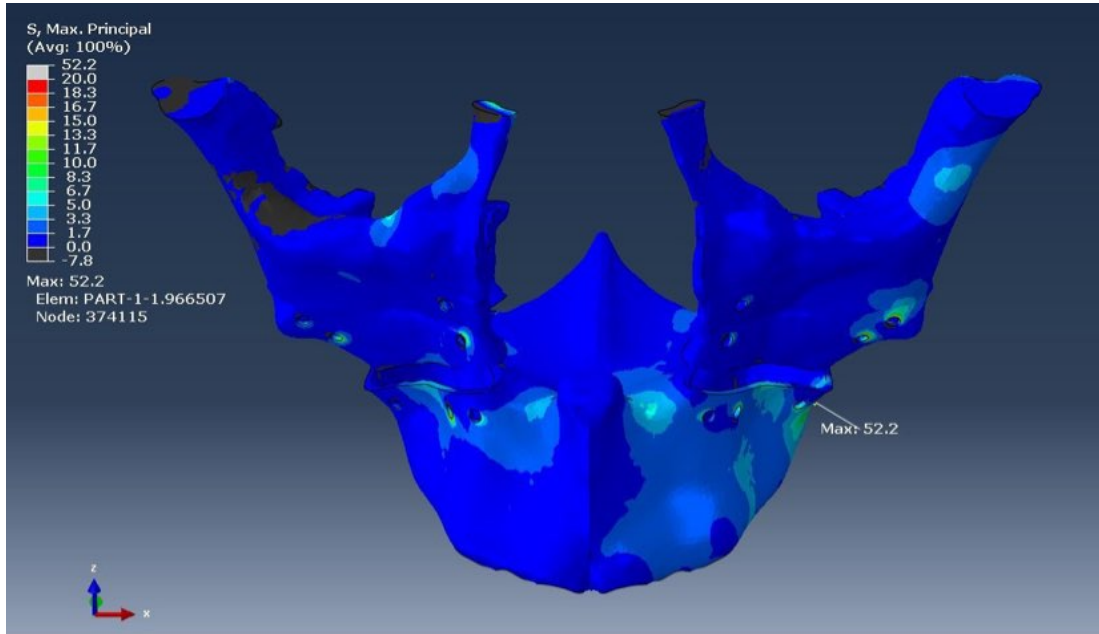


Şekil 3.7. Model 1’de horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri

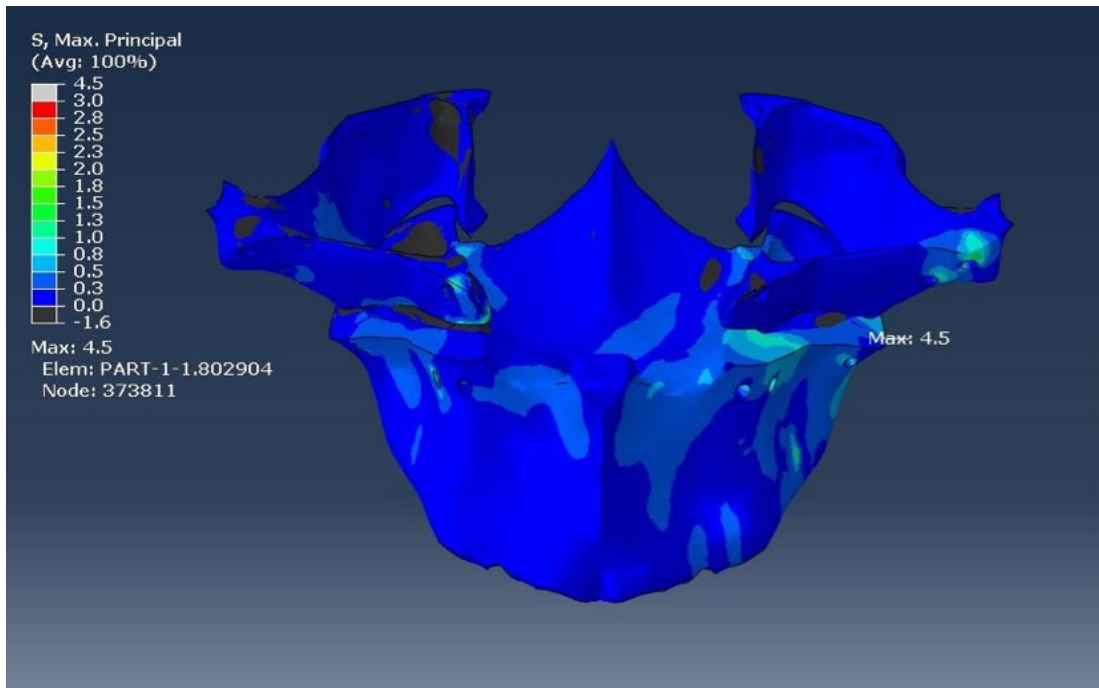


Şekil 3.10. Model 1’de horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri

Model 2’de horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri Şekil 3.11’de ve spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri ise Şekil 3.12’de gösterilmiştir. En yüksek P_{max} değeri fonksiyon tarafında ve posteriordaki plağın 3. vidası bölgesinde, kortikal kemik için 52,2 MPa ve spongiöz kemik için 4,5 MPa olarak ölçülmüştür.



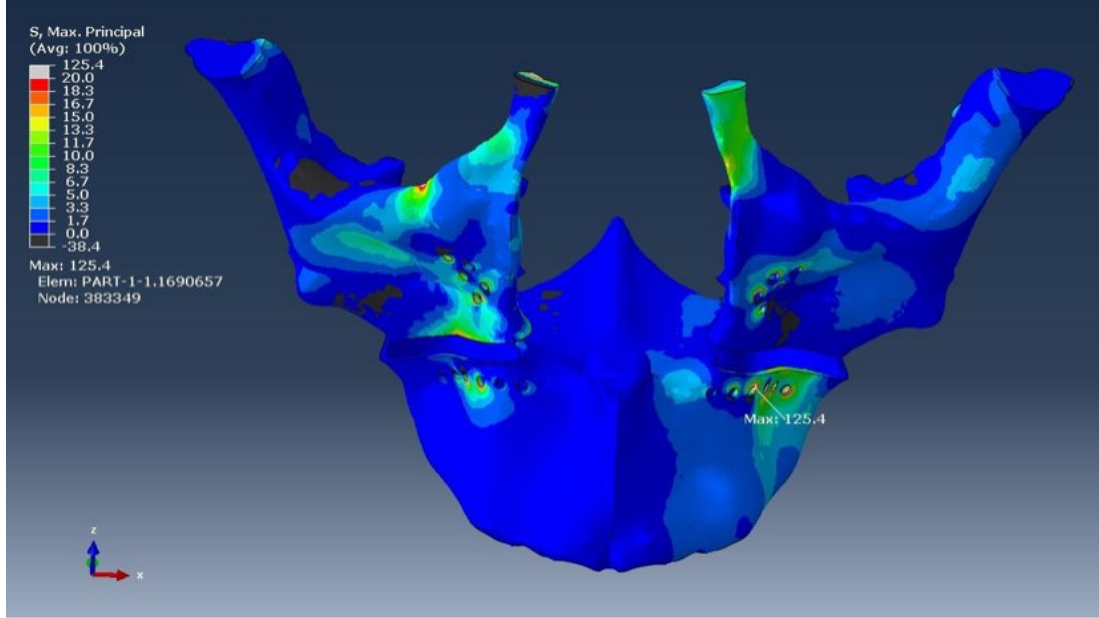
Şekil 3.11. Model 2'de horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri



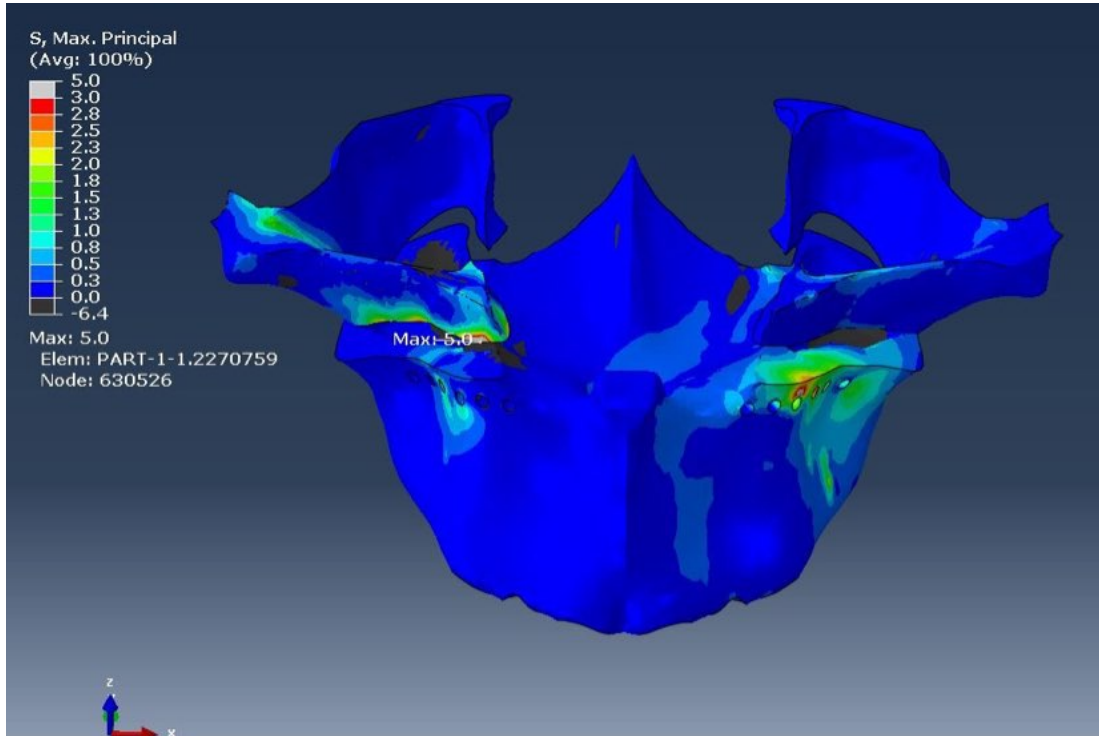
Şekil 3.12. Model 2'de horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri

Model 3'te horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri Şekil 3.13'te ve spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri ise Şekil 3.14'te gösterilmiştir. En yüksek P_{max} değeri kortikal kemik için fonksiyon tarafındaki plağın 8. vidası bölgesinde 125,4 MPa, spongiöz kemik için

balans tarafında osteotomi hattının üstünde ve piriform aperture bölgesinde 5 MPa olarak ölçülmüştür.

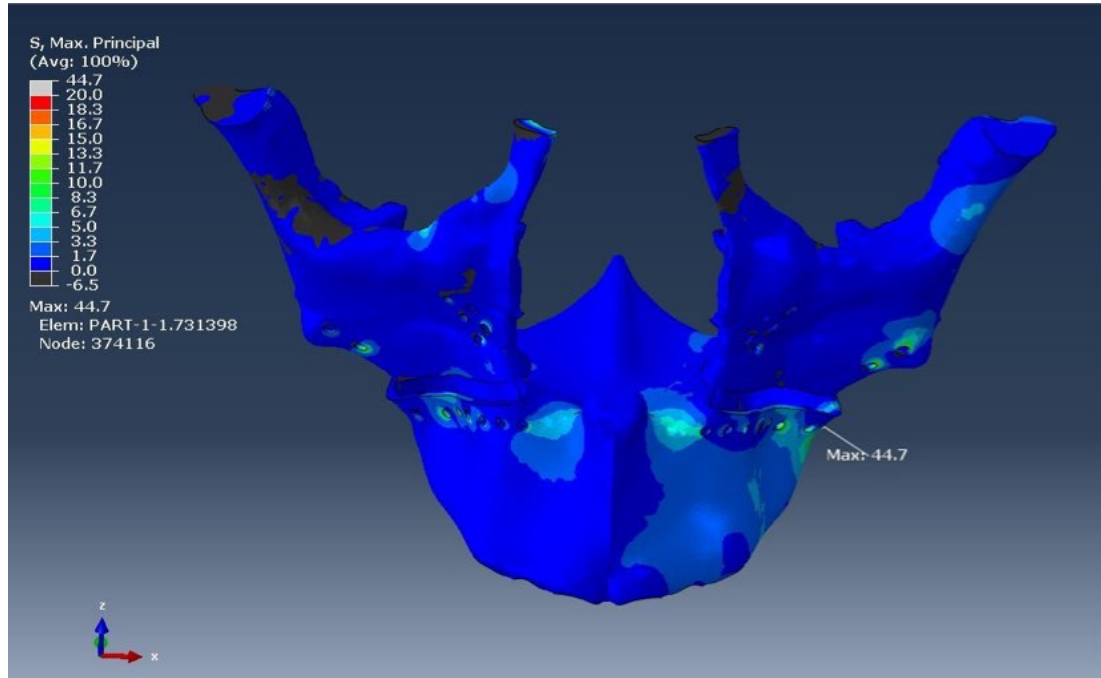


Şekil 3.13. Model 3'te horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri

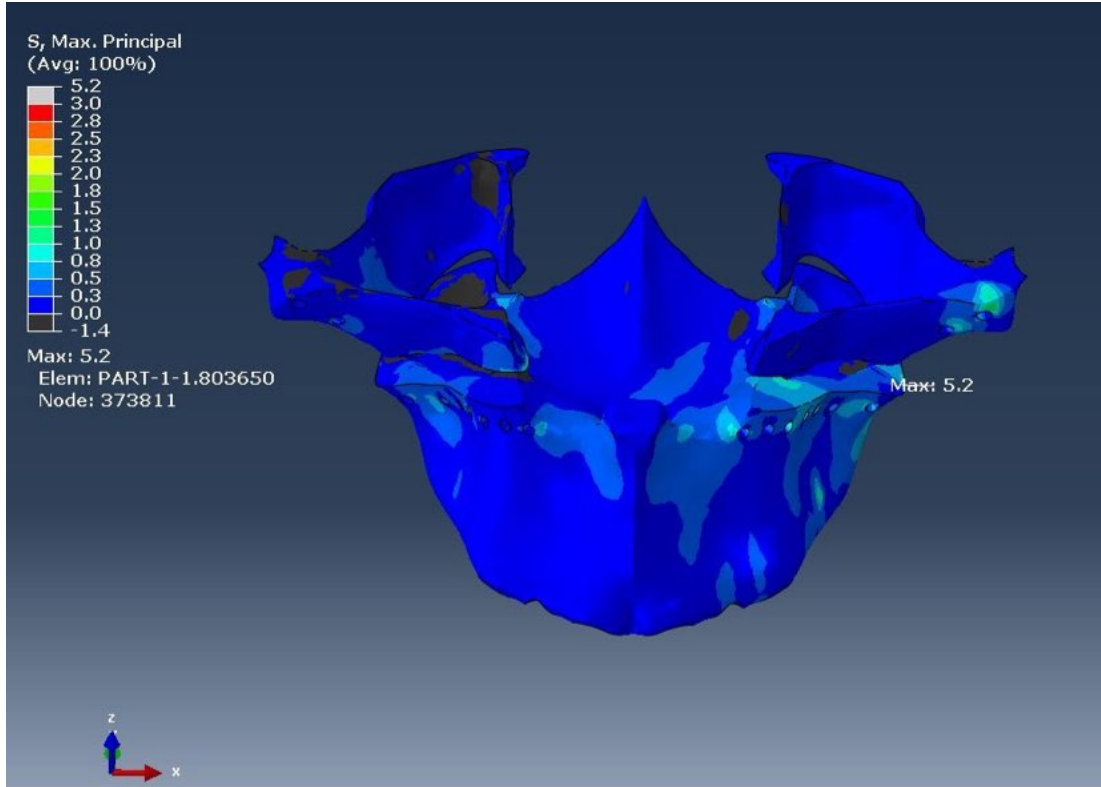


Şekil 3.14. Model 3'te horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri

Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri Şekil 3.15'te ve spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri ise Şekil 3.16'da gösterilmiştir. En yüksek P_{max} değeri fonksiyon tarafında ve posteriordaki plağın 3. vidası bölgesinde, kortikal kemik için 44,7 MPa ve spongiöz kemik için 5,2 MPa olarak ölçülmüştür.



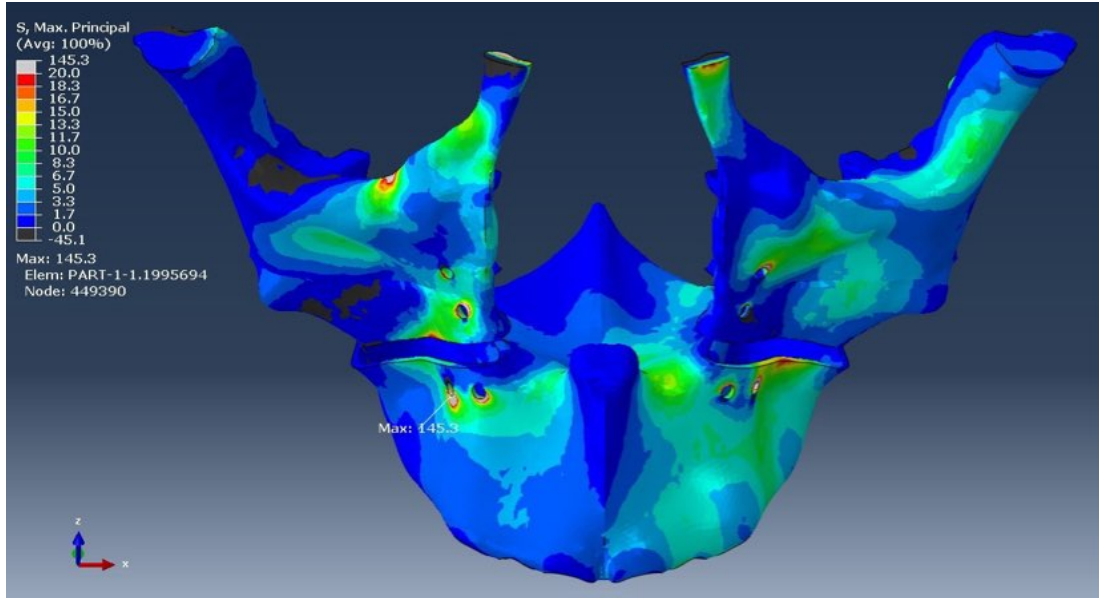
Şekil 3.15. Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri



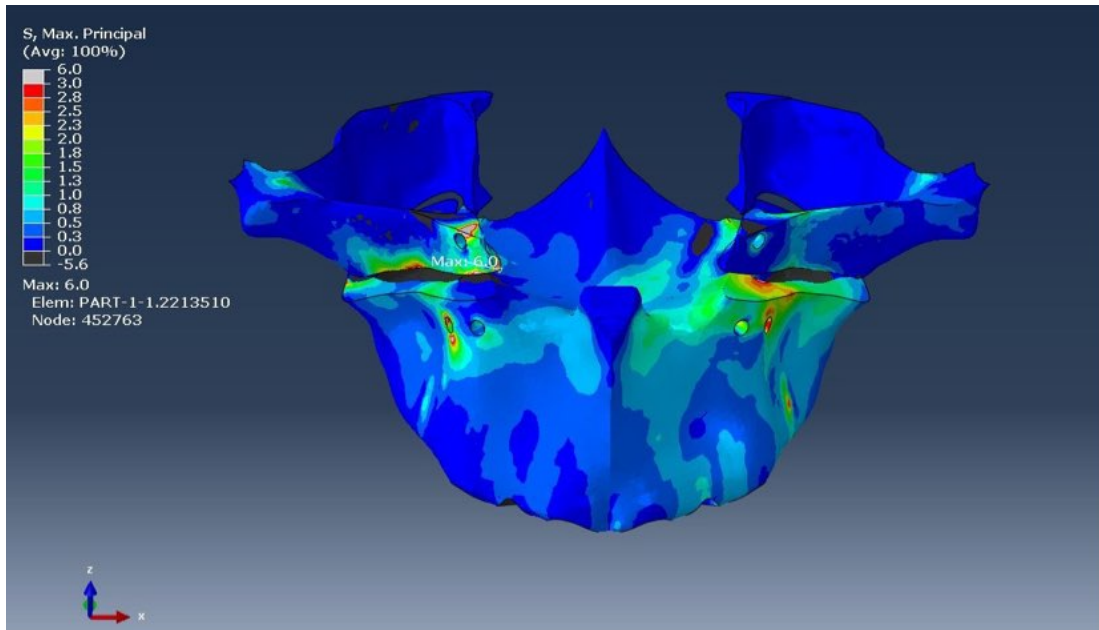
Şekil 3.16. Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri

3.3. Oblik Kuvvetlerde Maksimum Principal Stres

Model 1'de oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri Şekil 3.15'te ve spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri ise Şekil 3.16'da gösterilmiştir. En yüksek P_{max} değeri kortikal kemik için balans tarafındaki plağın 3. vidası bölgesinde 145,3 MPa, spongiöz kemik için balans tarafında ve osteotomi hattının üstünde anterior piriform bölgesinde 6 MPa olarak ölçülmüştür.

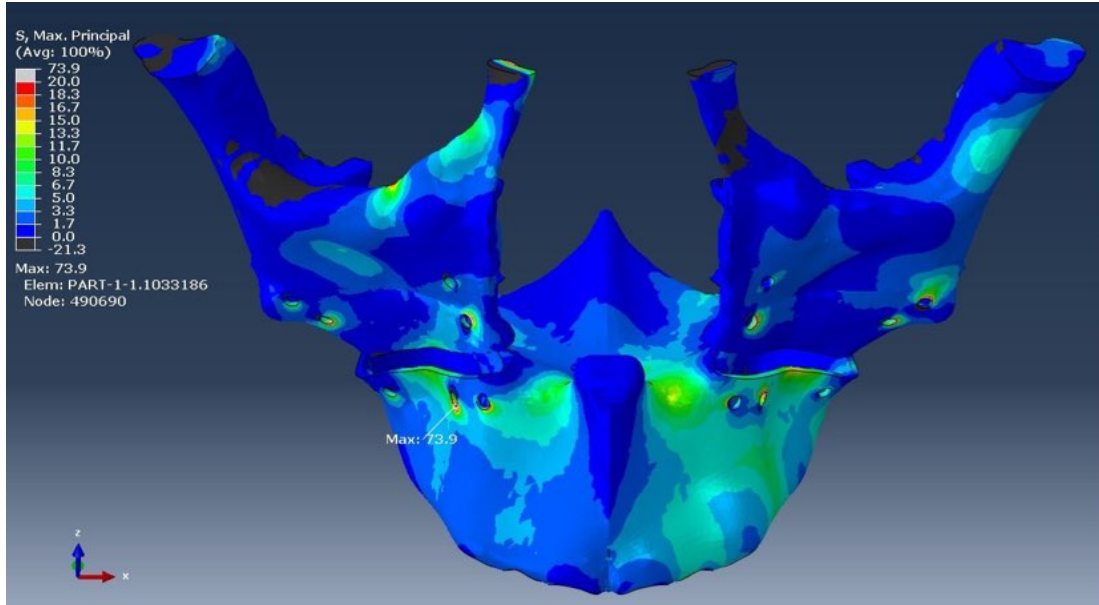


Şekil 3.15. Model 1’de oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri

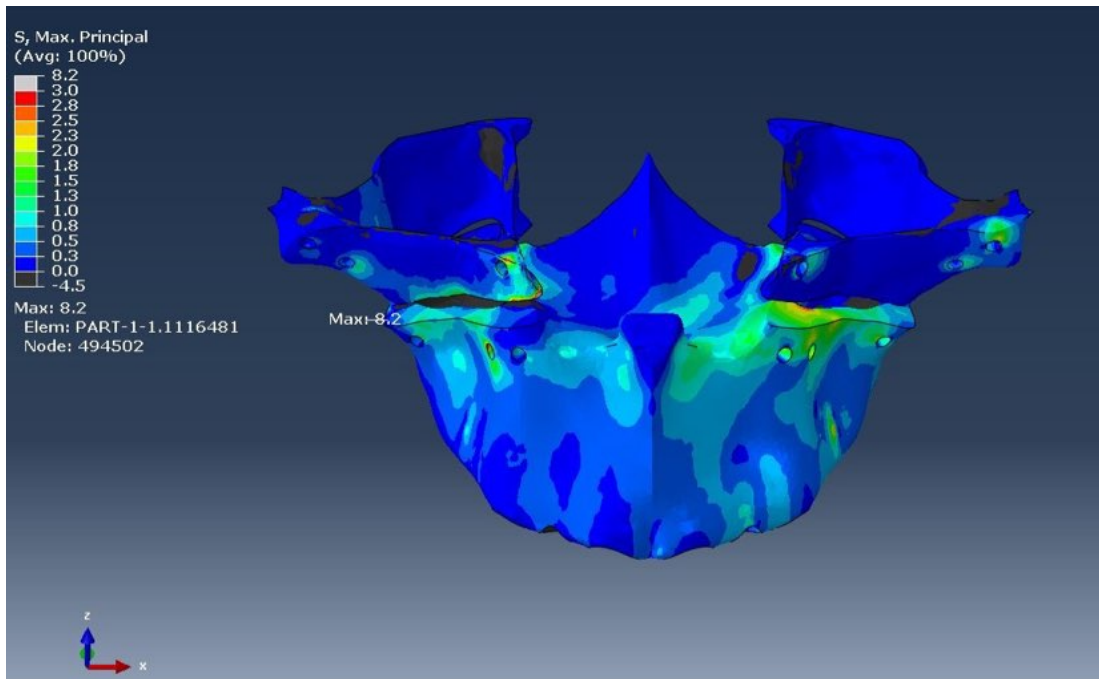


Şekil 3.16. Model 1’de oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri

Model 2’de oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri Şekil 3.17’de ve spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri ise Şekil 3.18’de gösterilmiştir. En yüksek P_{max} değeri balans tarafında kortikal kemik için anteriordaki plağın 3. vidası bölgesinde 73,9 MPa, spongiöz kemik için posteriordaki plağın 4. vidası bölgesinde 8,2 MPa olarak ölçülmüştür.



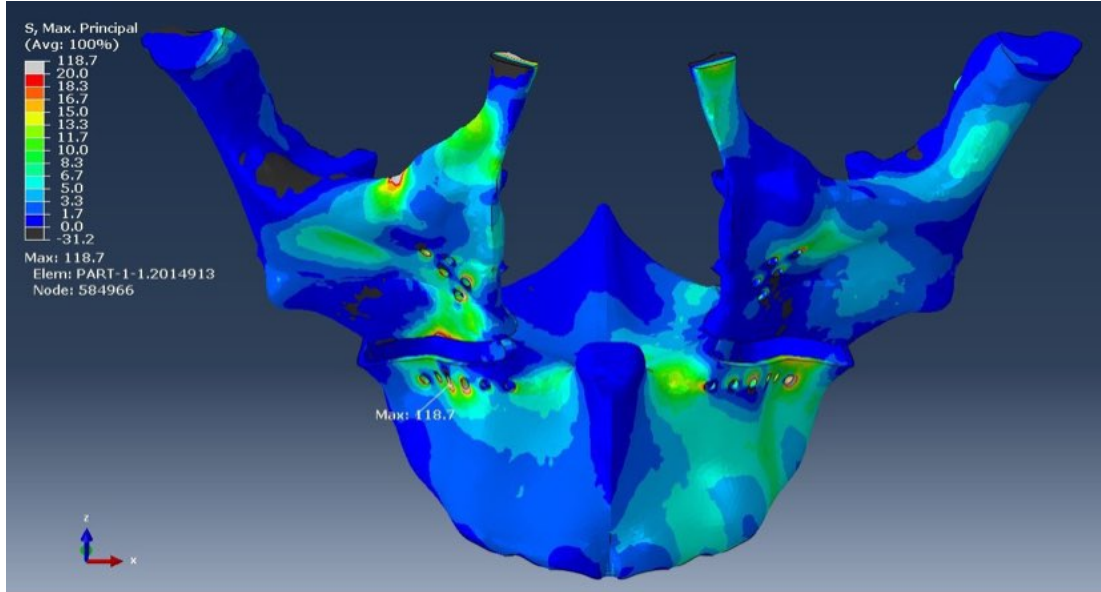
Şekil 3.17. Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri



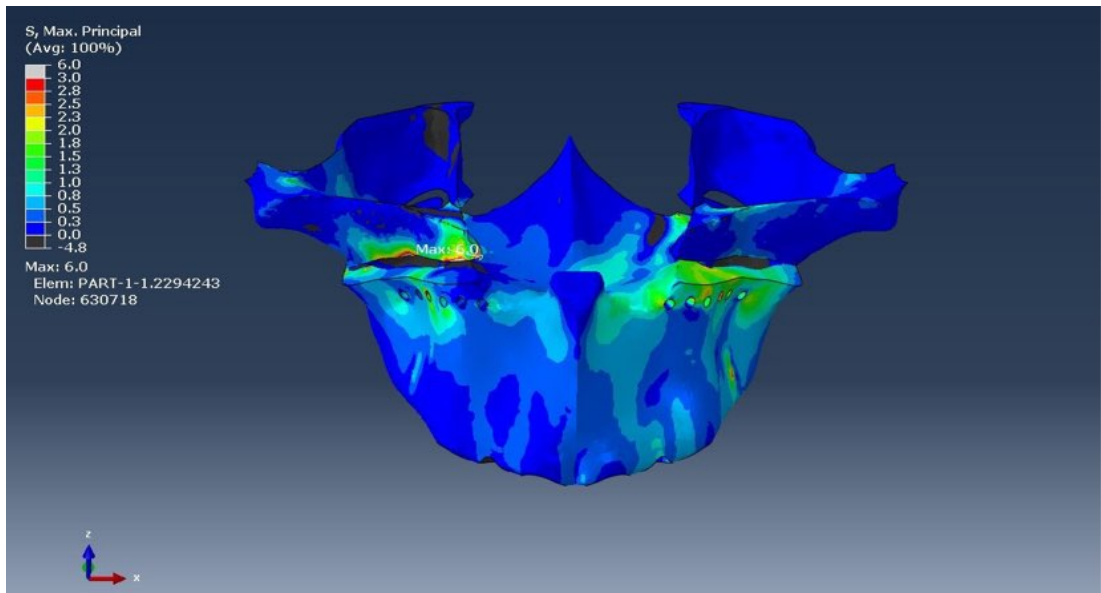
Şekil 3.18. Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri

Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri Şekil 3.19'da ve spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri ise Şekil 3.20'de gösterilmiştir. En yüksek P_{max} değeri kortikal kemik için balans tarafındaki plağın 9. vidası bölgesinde 118,7 MPa, spongiöz kemik için balans tarafında

ve osteotomi hattının üstünde anterior piriform bölgesinde 6 MPa olarak ölçülmüştür.



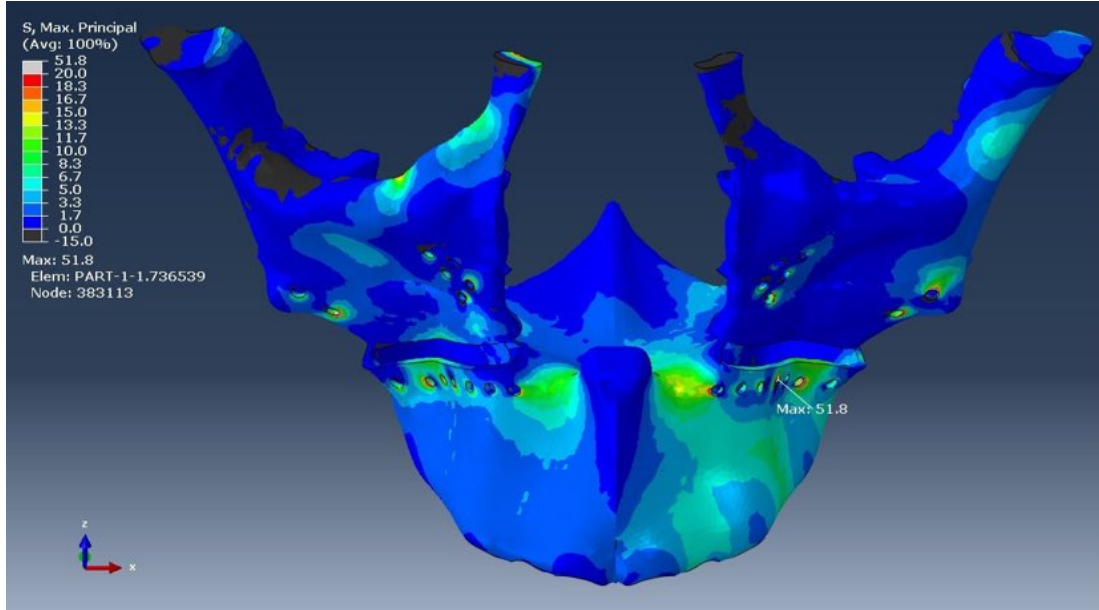
Şekil 3.19. Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri



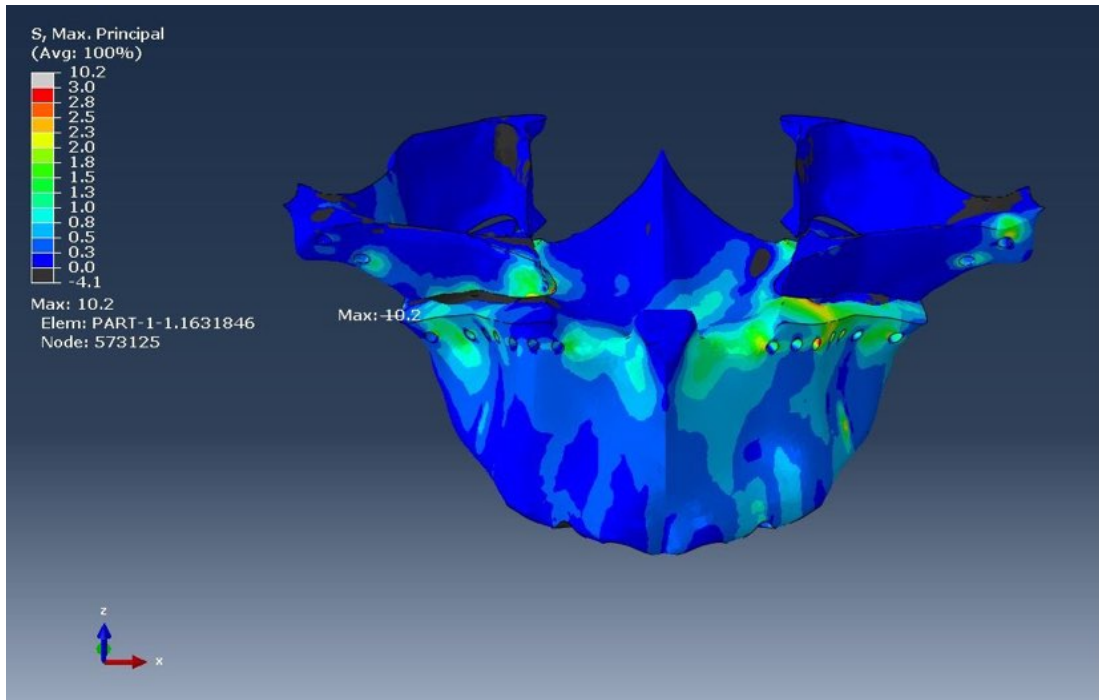
Şekil 3.20. Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri

Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri Şekil 3.21'de ve spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri ise Şekil 3.22'de gösterilmiştir. En yüksek P_{max} değeri kortikal kemik için fonksiyon tarafında ve anteriordaki plağın 9. vidası bölgesinde 51,8 MPa, spongiöz kemik için

balans tarafında ve posteriordaki plağın 4. vidası bölgesinde 10,2 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.21. Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{max} değerleri



Şekil 3.22. Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{max} değerleri

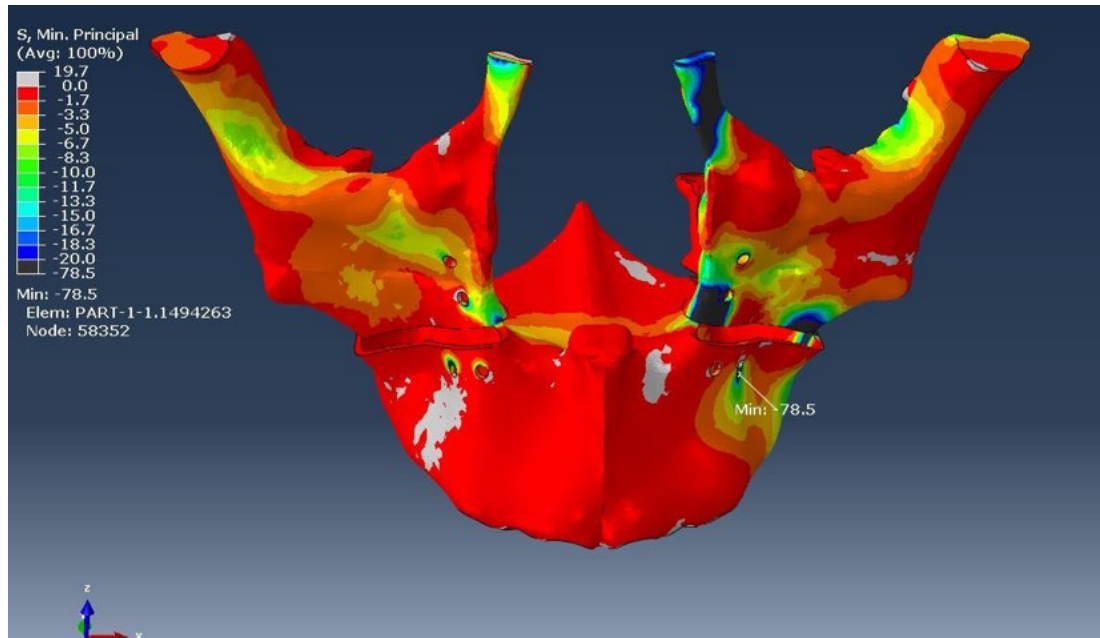
En yüksek P_{max} değerleri toplamı kortikal kemik için model 1'de, spongiöz kemik için model 4'te ölçülmüştür (Çizelge 3.1).

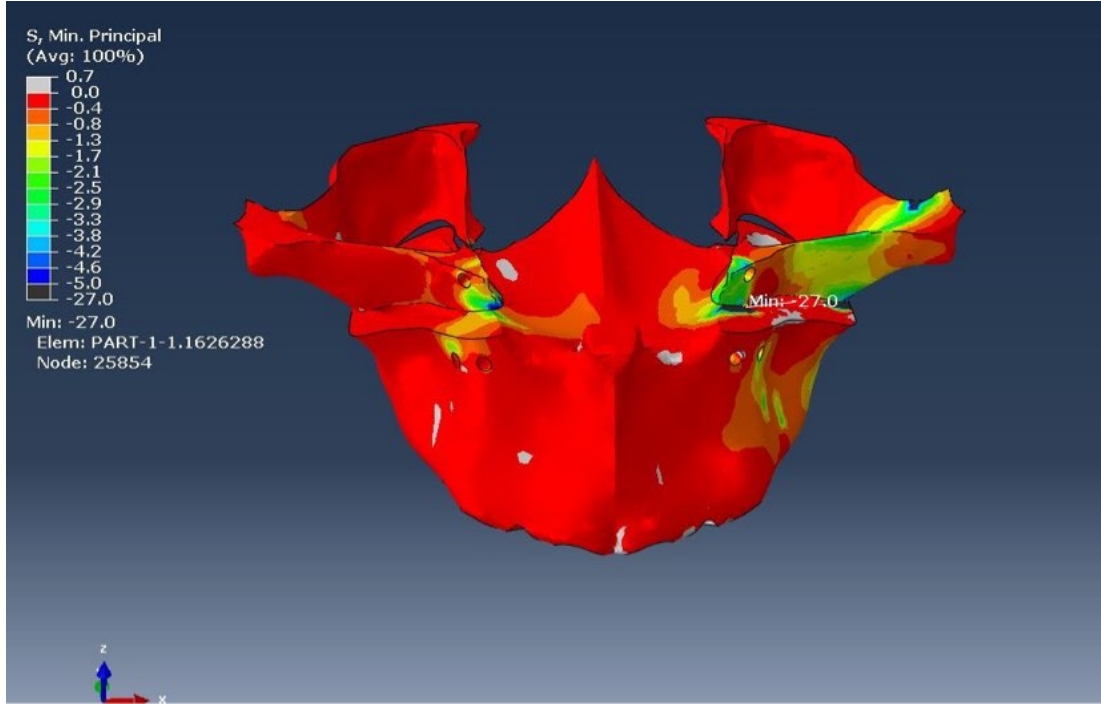
Çizelge 3.1. Modellerde ölçülen en yüksek P_{max} değerleri

	Model 1		Model 2		Model 3		Model 4	
	Kortikal	Spongiöz	Kortikal	Spongiöz	Kortikal	Spongiöz	Kortikal	Spongiöz
Vertikal	79,8	6,1	70,8	10	64,2	8,7	60,3	11,1
Horizontal	87,7	4,6	52,2	4,5	125,4	5	44,7	5,2
Oblik	145,3	6	73,9	8,2	118,7	6	51,8	10,2
Toplam	312,8	16,7	196,9	22,7	308,3	19,7	156,8	26,5

3.4. Vertikal Kuvvetlerde Minimum Principal Stres

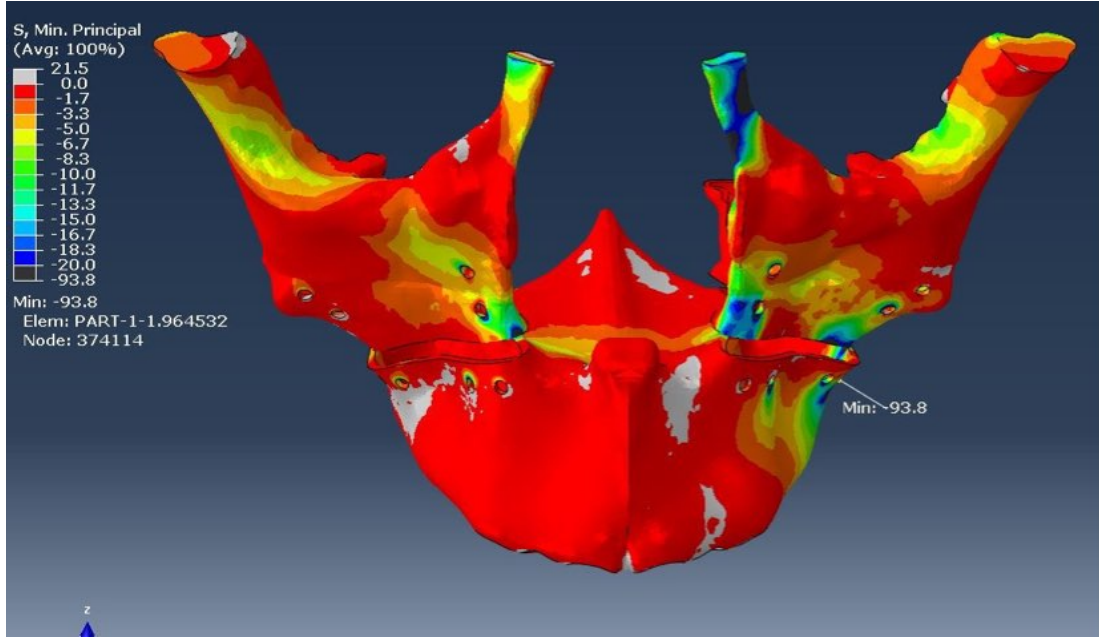
Model 1'de kuvvetler kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri Şekil 3.23'te ve spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri ise Şekil 3.24'te gösterilmiştir. En yüksek P_{min} değeri kortikal kemik için fonksiyon tarafındaki plağın 3. vidası bölgesinde 78,5 MPa, spongiöz kemik için fonksiyon tarafında ve plak bölgesinin osteotomi hattına denk gelen bölgesinde 27 MPa olarak ölçülmüştür.

**Şekil 3.23.** Model 1'de vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri

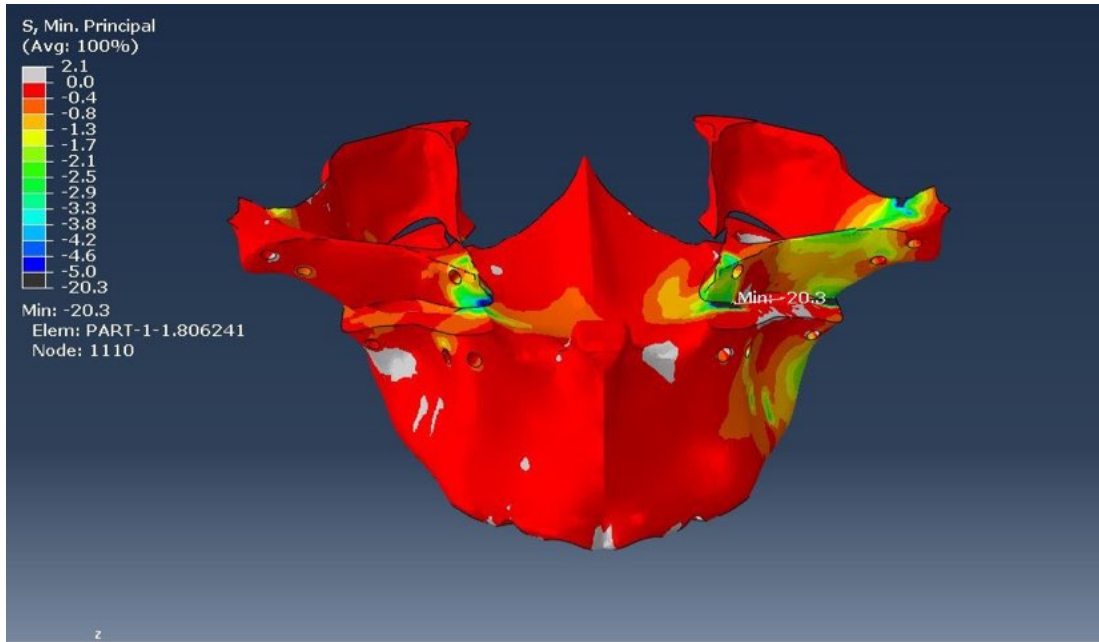


Şekil 3.24. Model 1’de vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri

Model 2’de vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri Şekil 3.25’te ve spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri ise Şekil 3.26’da gösterilmiştir. En yüksek P_{min} değeri fonksiyon tarafında kortikal kemik için posteriordaki plağın 3. vidası bölgesinde 93,8 MPa, spongiöz kemik için anteriordaki plak bölgesinde osteotomi hattında 20,3 MPa olarak ölçülmüştür.

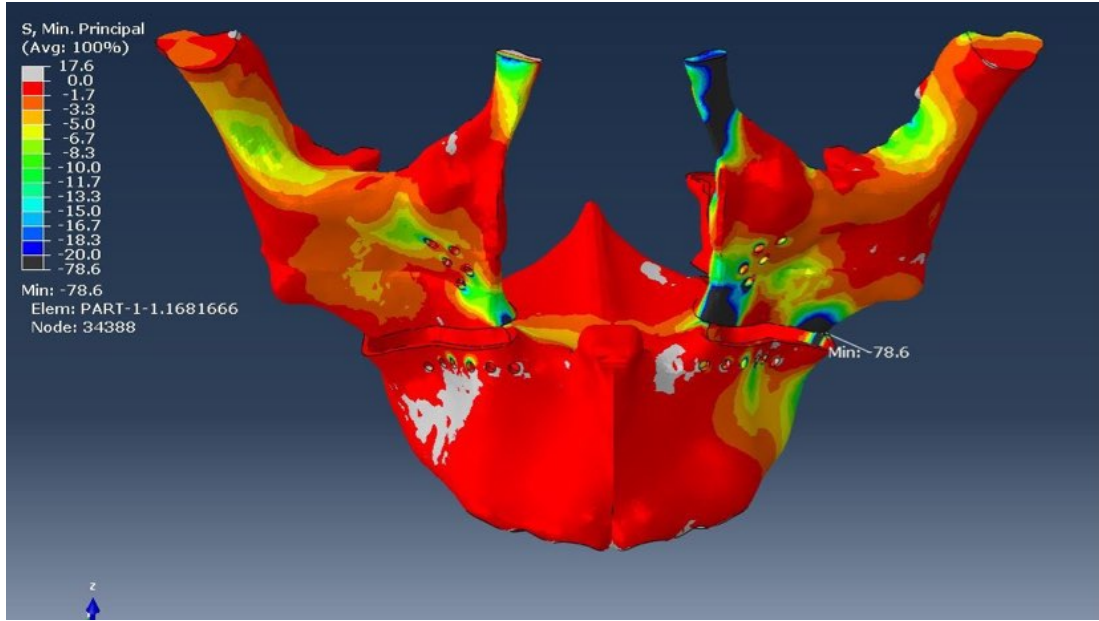


Şekil 3.25. Model 2’de vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri

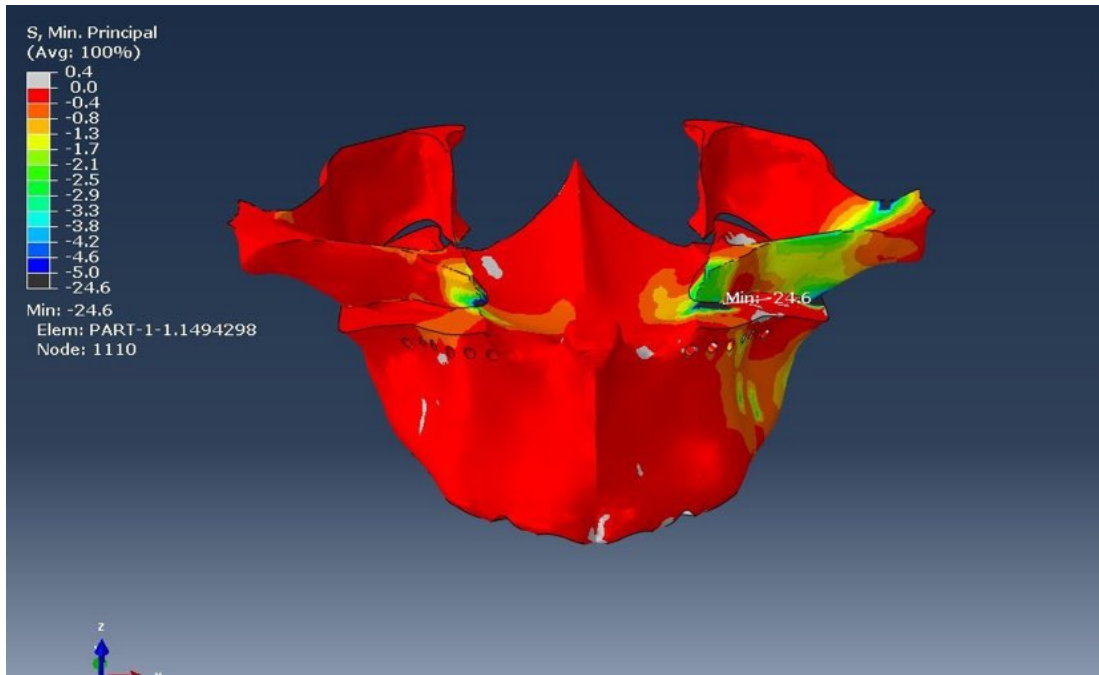


Şekil 3.26. Model 2’de vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri

Model 3’te vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri Şekil 3.27’de ve spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri ise Şekil 3.28’de gösterilmiştir. En yüksek P_{min} değeri fonksiyon tarafında kortikal kemik için pterygoid bölgede osteotomi hattında 78,6 MPa, spongiöz kemik için plak bölgesinde osteotomi hattında 24,6 MPa olarak ölçülmüştür.



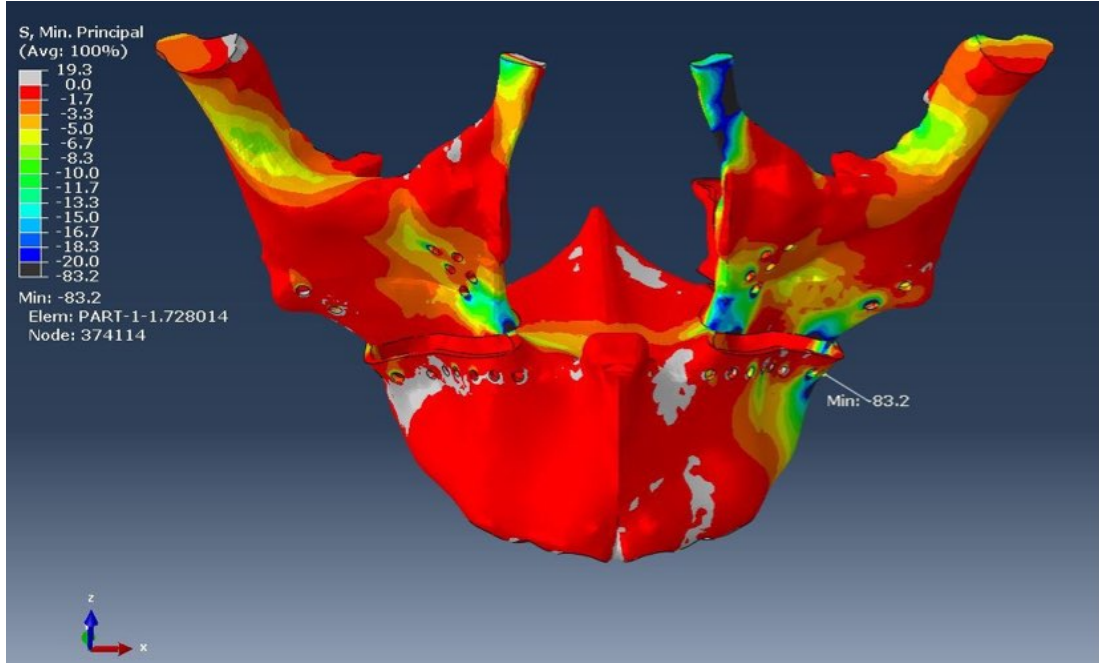
Şekil 3.27. Model 3'te vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri



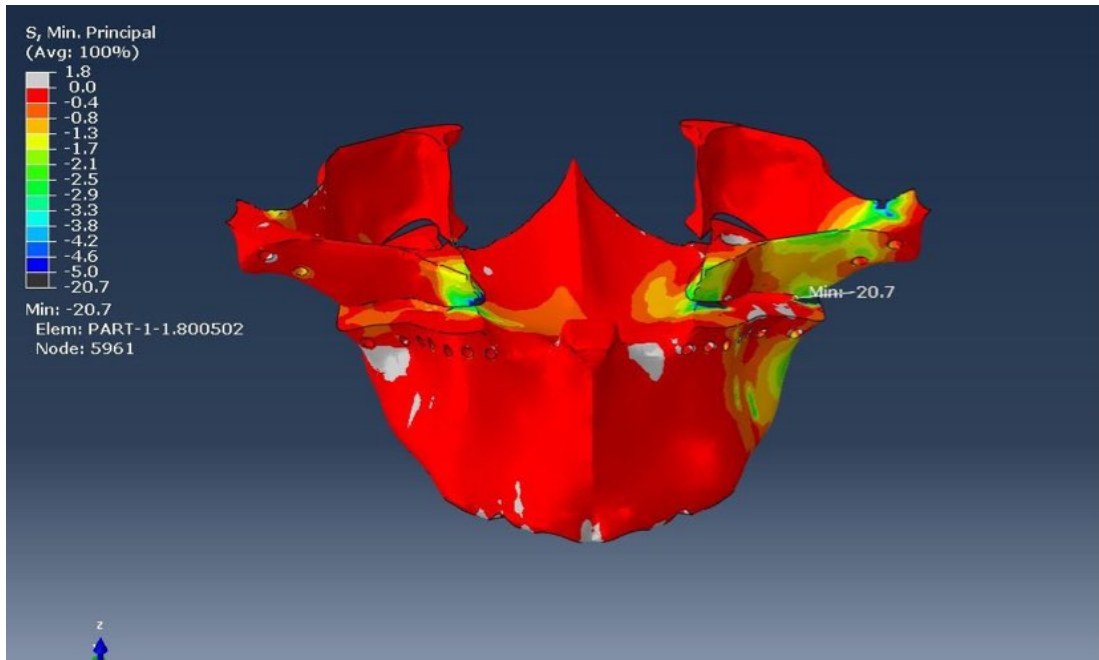
Şekil 3.28. Model 3'te vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri

Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri Şekil 3.29'da ve spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri ise Şekil 3.30'da gösterilmiştir. En yüksek P_{min} değeri fonksiyon tarafında kortikal kemik için posteriordaki plağın 3. vidası bölgesinde 83,2 MPa, spongiöz kemik için

posteriordaki plağın bölgesinde osteotomi hattında 20,7 MPa olarak ölçülmüştür.



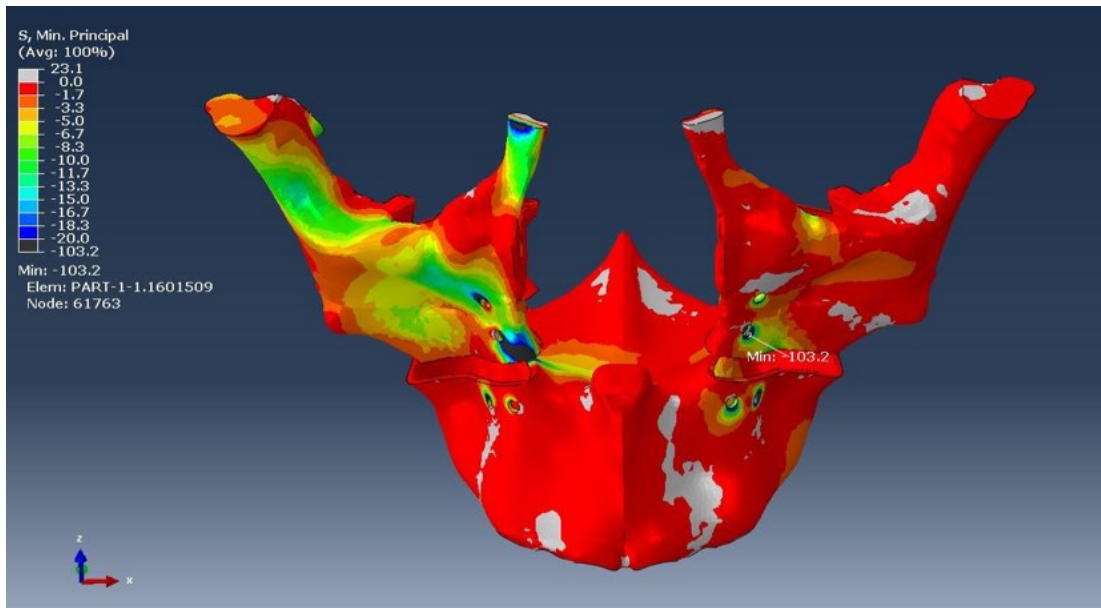
Şekil 3.29. Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri



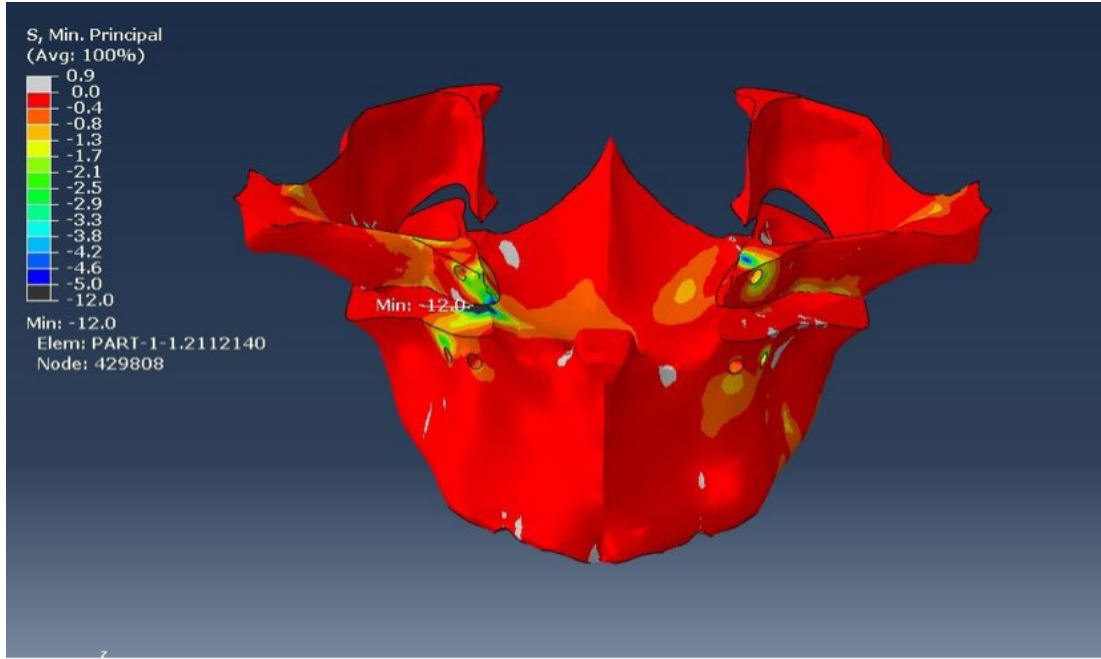
Şekil 3.30. Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri

3.5. Horizontal Kuvvetlerde Minimum Principal Stres

Model 1'de horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri Şekil 3.31'de ve spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri ise Şekil 3.32'de gösterilmiştir. En yüksek P_{min} değeri kortikal kemik için fonksiyon tarafındaki plağın 2. vidası bölgesinde 103,2 MPa, spongiöz kemik için balans tarafında ve plak bölgesinin osteotomi hattına denk gelen bölgesinde 12 MPa olarak ölçülmüştür.

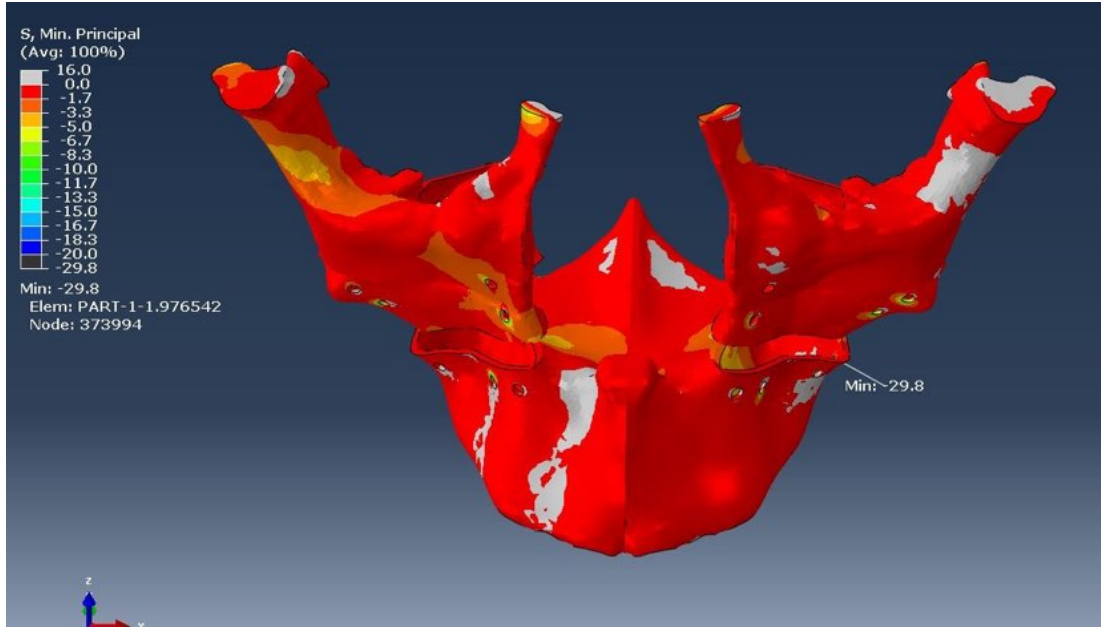


Şekil 3.31. Model 1'de horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri

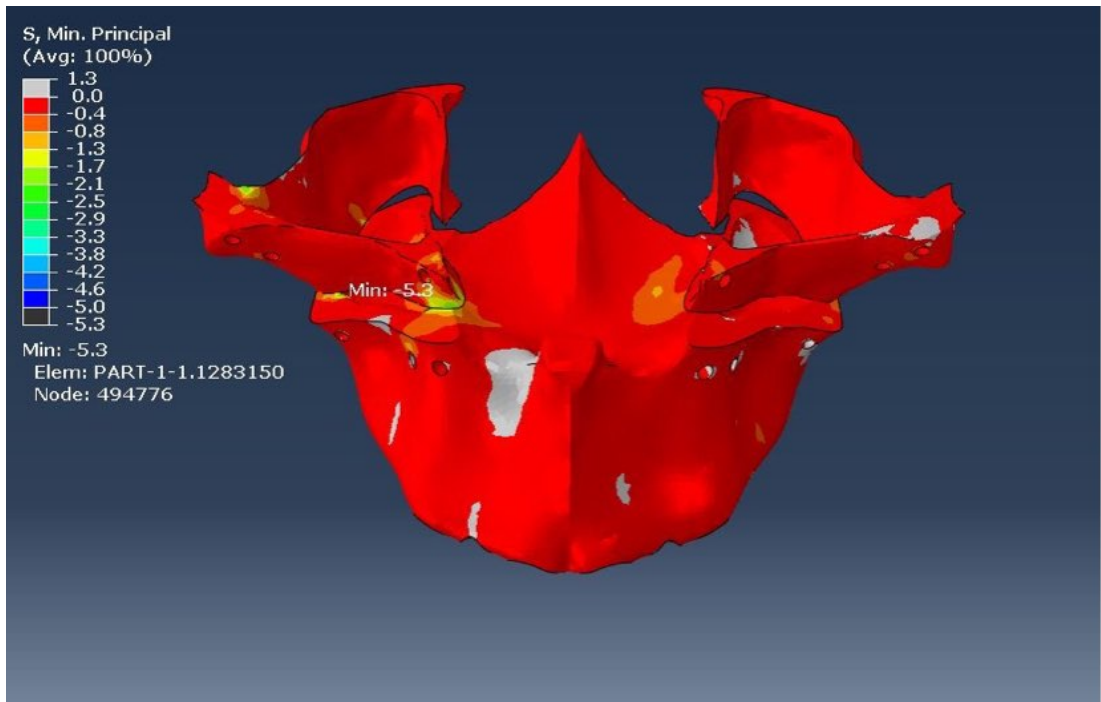


Şekil 3.32. Model 1'de horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri

Model 2'de horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri Şekil 3.33'de ve spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri ise Şekil 3.34'de gösterilmiştir. En yüksek P_{min} değeri kortikal kemik için fonksiyon tarafında ve posteriordaki plağın 3. vidası bölgesinde 29,8 MPa, spongiöz kemik için balans tarafında ve anteriordaki plağın bölgesinde osteotomi hattında 5,3 MPa olarak ölçülmüştür.



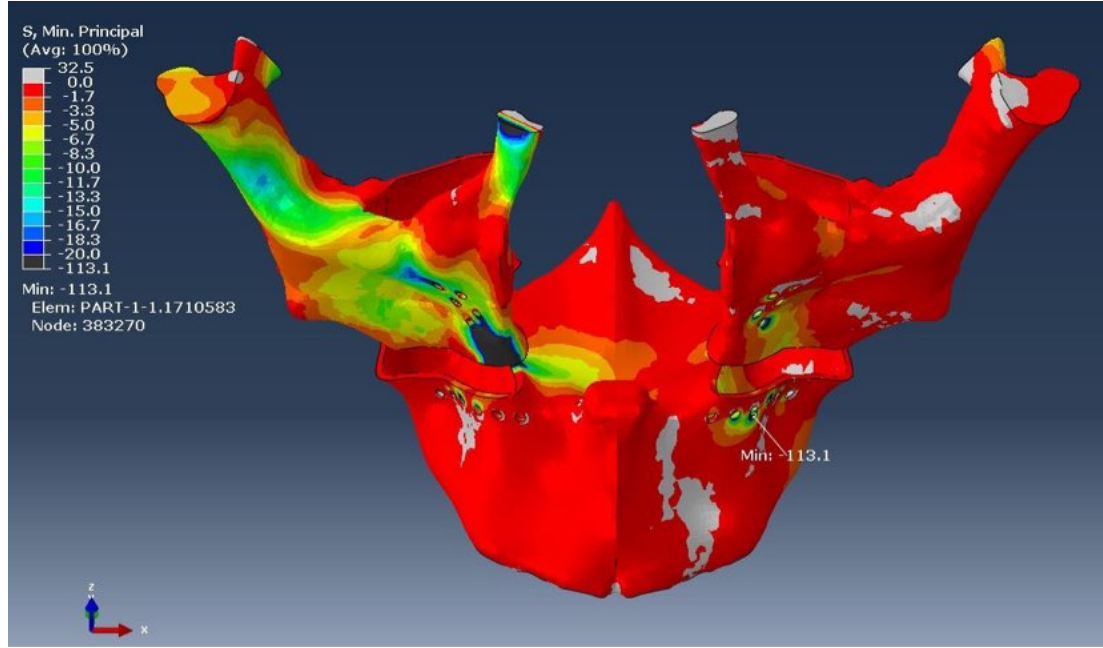
Şekil 3.33. Model 2’de horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri



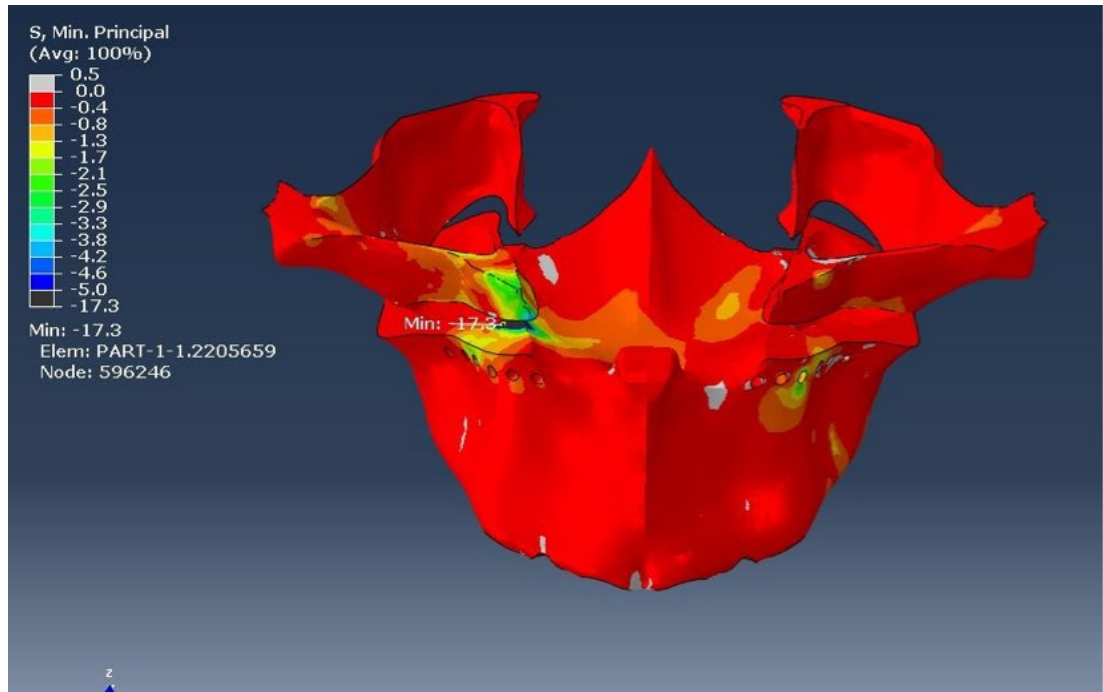
Şekil 3.34. Model 2’de horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri

Model 3’te horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri Şekil 3.35’te ve spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri ise Şekil 3.36’da gösterilmiştir. En yüksek P_{min} değeri kortikal kemik için fonksiyon tarafındaki plağın 8. vidası bölgesinde 113,1 MPa, spongiöz kemik için

balans tarafında plağın bölgesinde osteotomi hattında 17,3 MPa olarak ölçülmüştür.

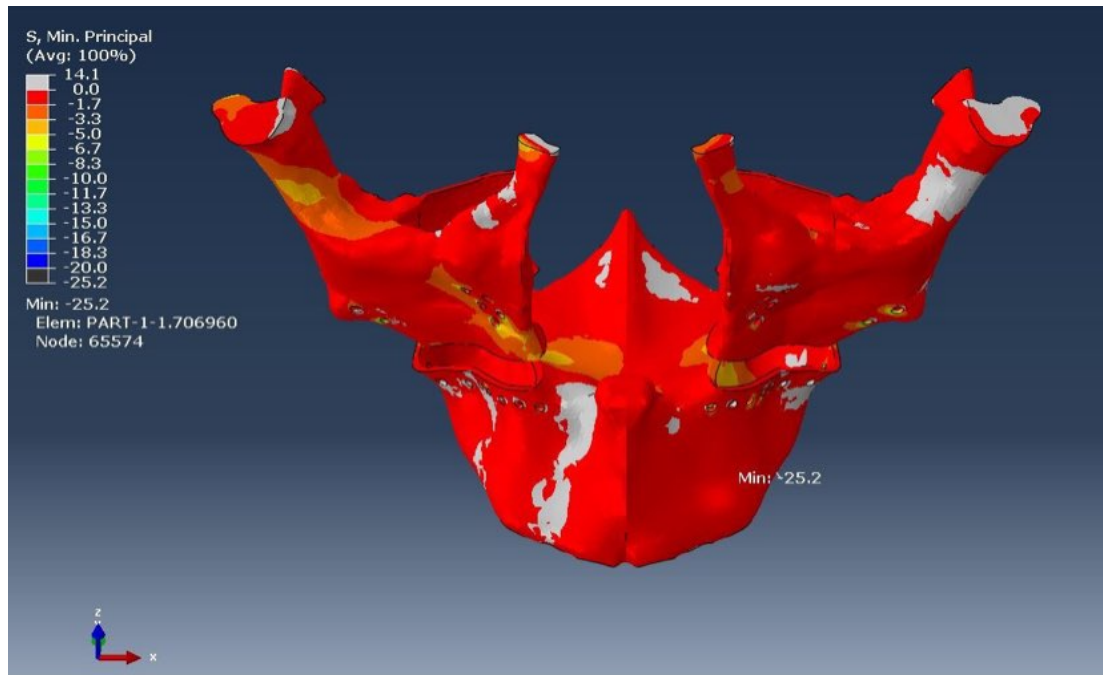


Şekil 3.35. Model 3'te horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri

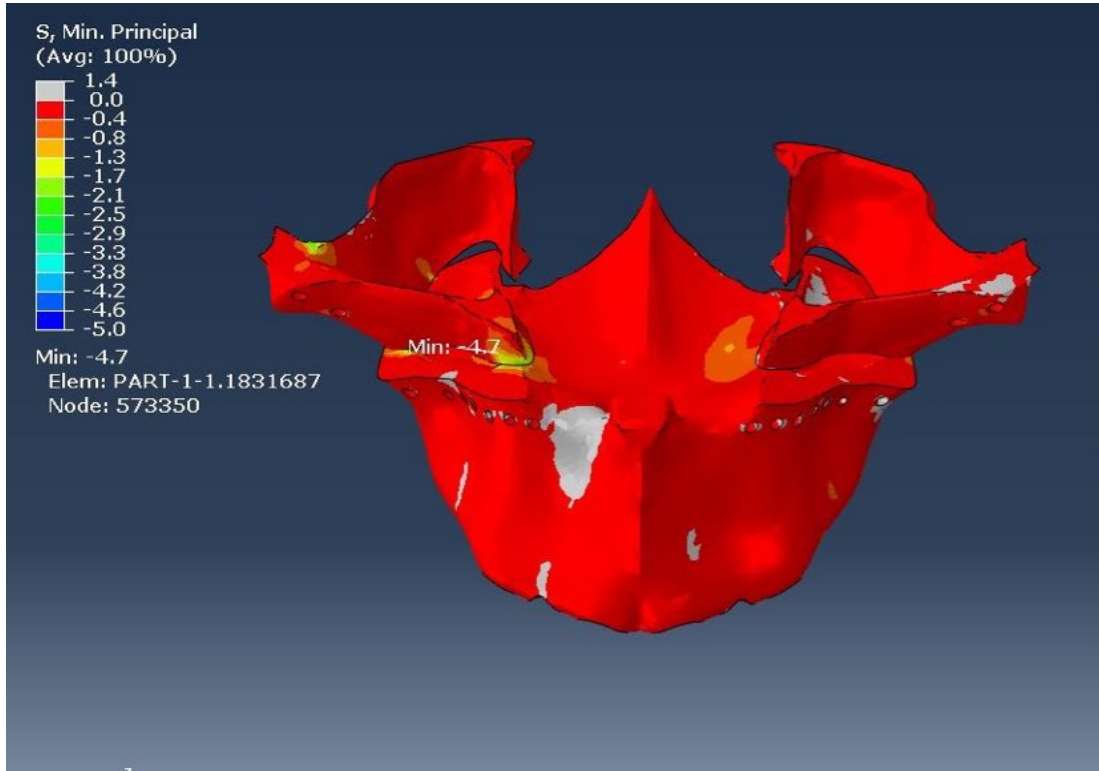


Şekil 3.36. Model 3'te horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri

Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri Şekil 3.37'de ve spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri ise Şekil 3.38'de gösterilmiştir. En yüksek P_{min} değeri kortikal kemik için fonksiyon tarafında molar dişlerin palatinal kemik bölgelerinde 25,2 MPa, spongiöz kemik için balans tarafında anterior piriformda osteotomi hattında 4,7 MPa olarak ölçülmüştür.



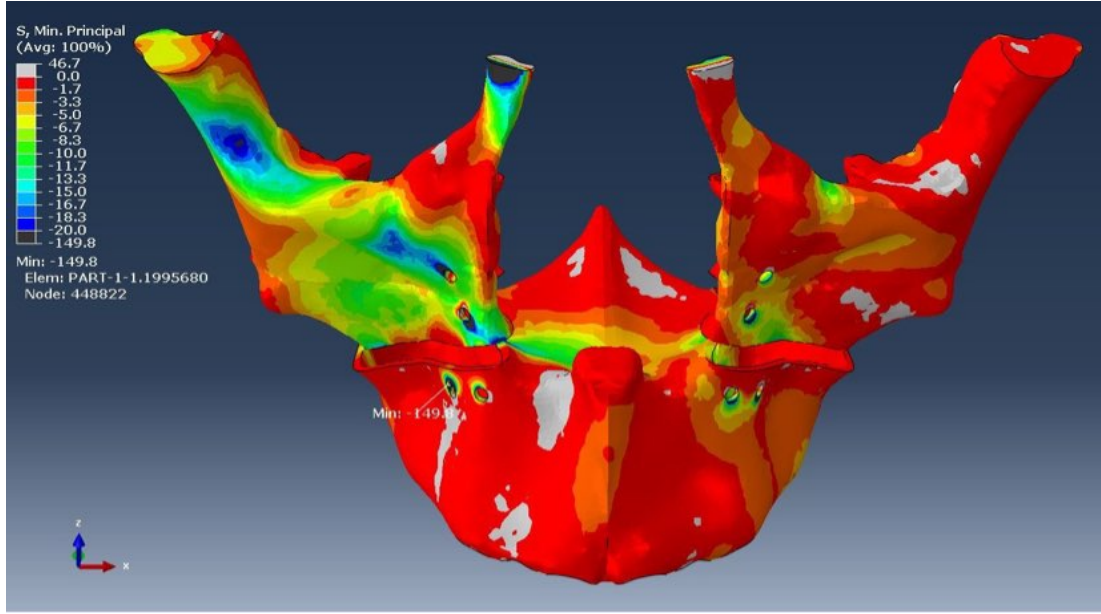
Şekil 3.37. Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri



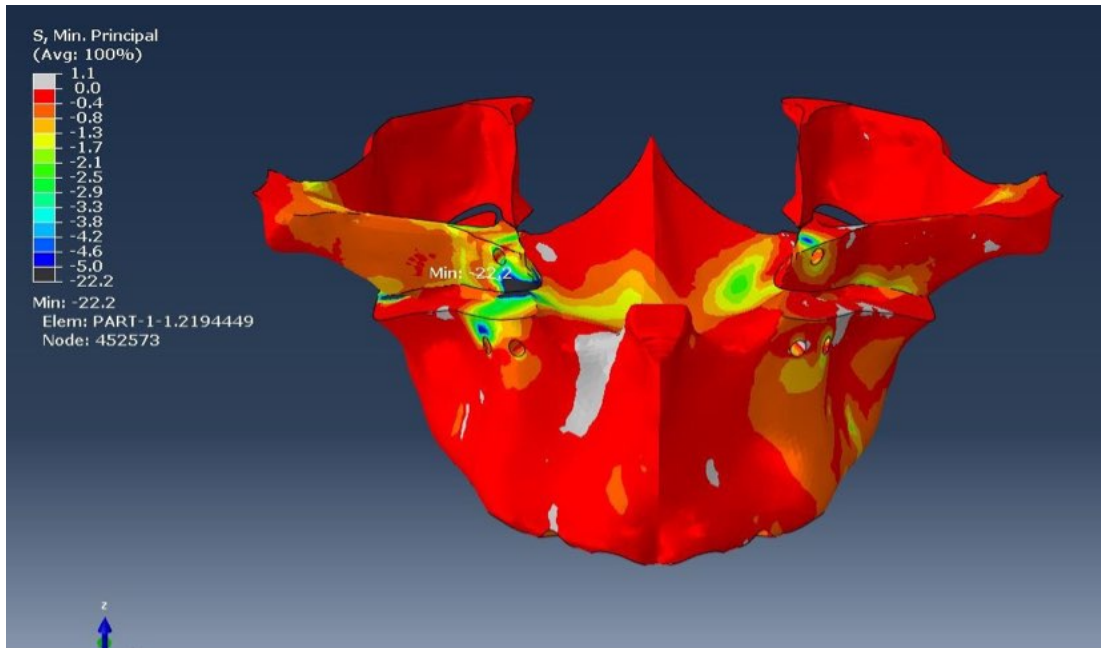
Şekil 3.38. Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri

3.6. Oblik Kuvvetlerde Minimum Principal Stres

Model 1'de oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri Şekil 3.39'da ve spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri ise Şekil 3.40'ta gösterilmiştir. En yüksek P_{min} değeri balans tarafındaki plağın kortikal kemik 3. vidası bölgesinde 149,8 MPa, spongiöz kemik için plak bölgesinde osteotomi hattında 22,2 MPa olarak ölçülmüştür.

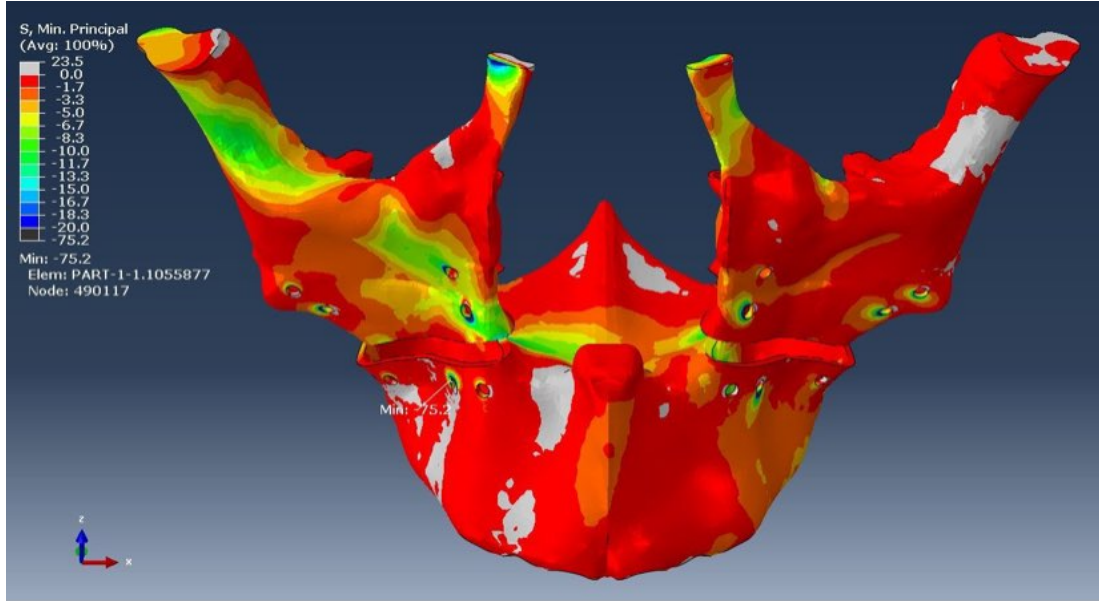


Şekil 3.39. Model 1’de oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri

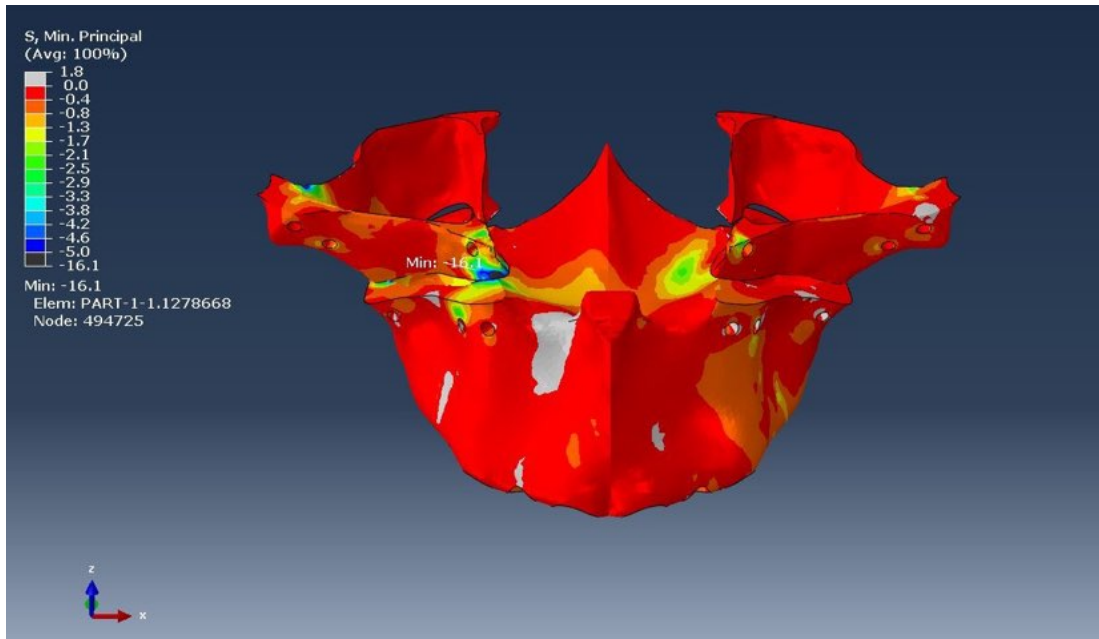


Şekil 3.40. Model 1’de oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri

Model 2’de oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri Şekil 3.41’de ve spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri ise Şekil 3.42’de gösterilmiştir. En yüksek P_{min} değeri balans tarafında kortikal kemik için anterior plağın 3. vidası bölgesinde 75,2 MPa, spongiöz kemik için plak bölgesinde osteotomi hattında 16,1 MPa olarak ölçülmüştür.

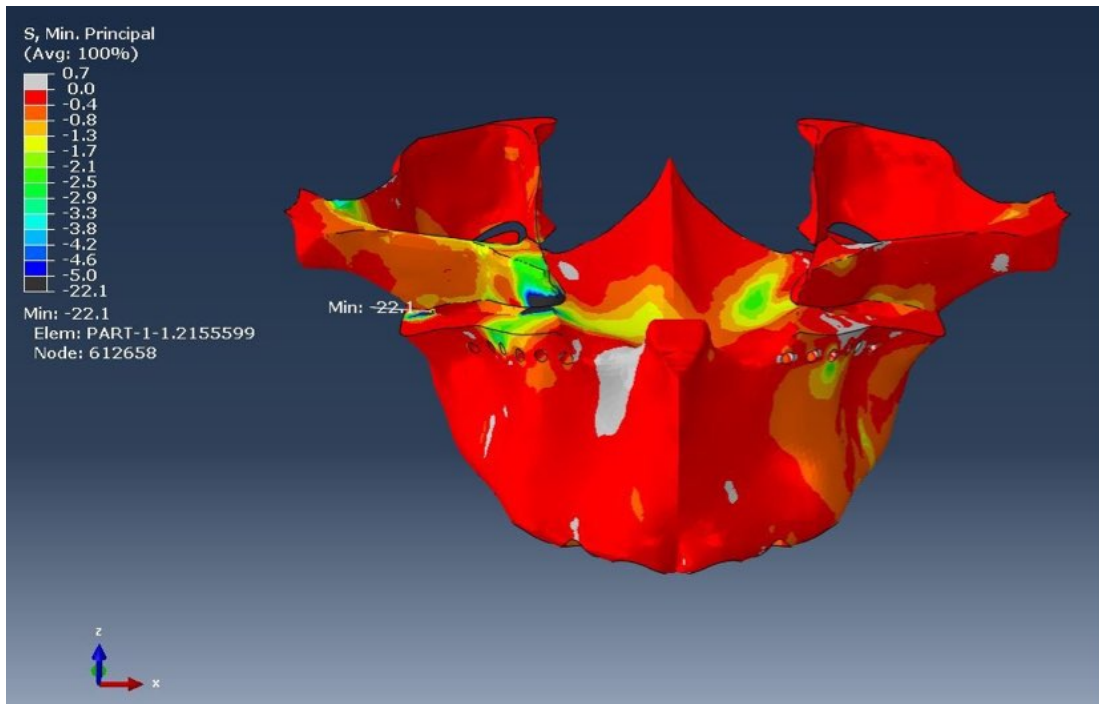
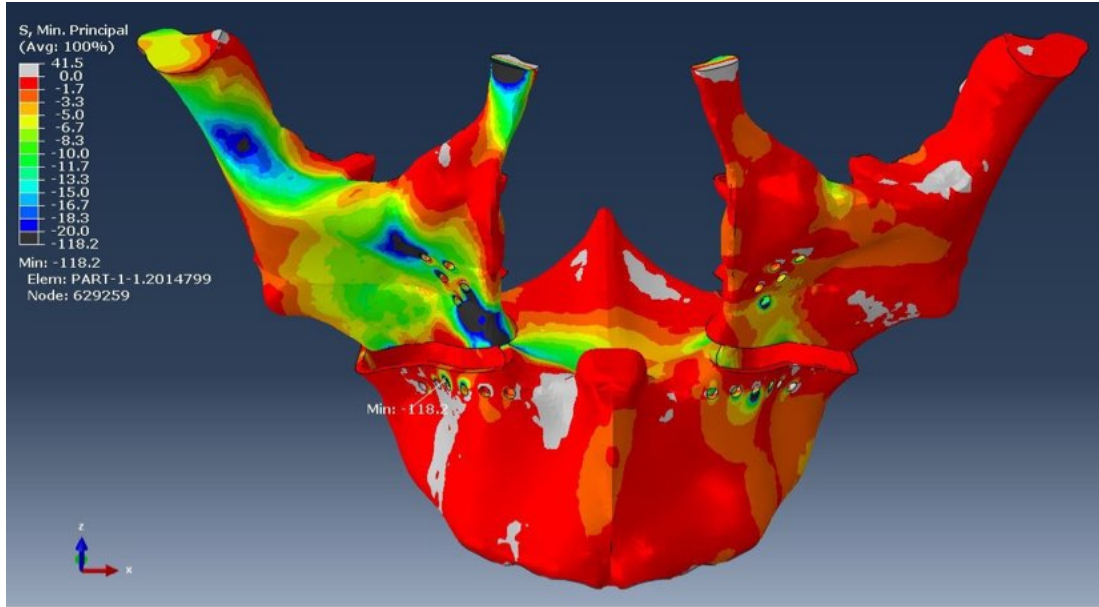


Şekil 3.41. Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri

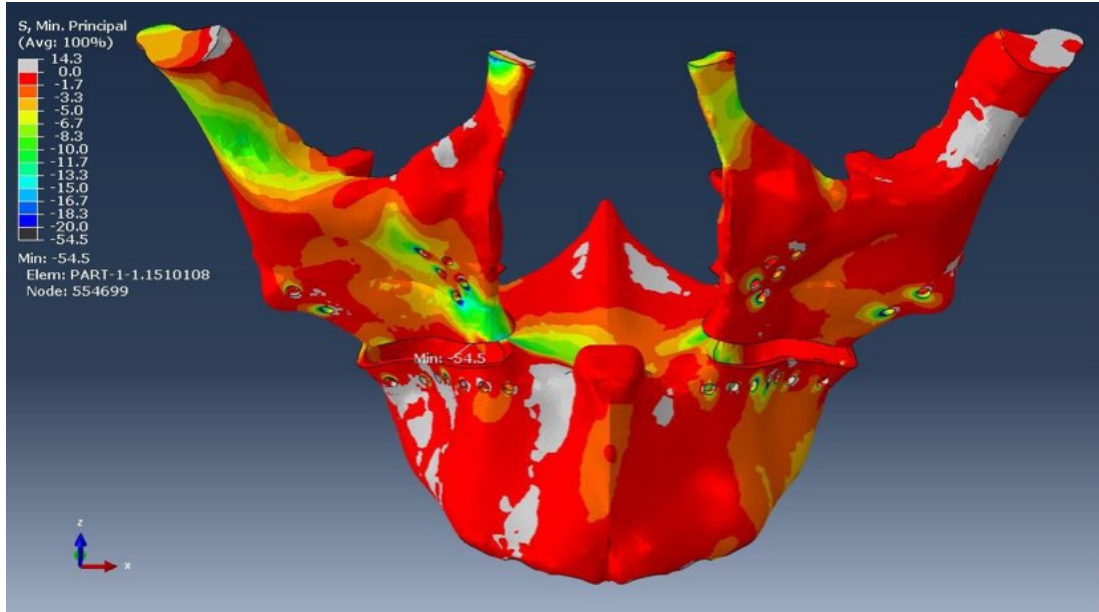


Şekil 3.42. Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri

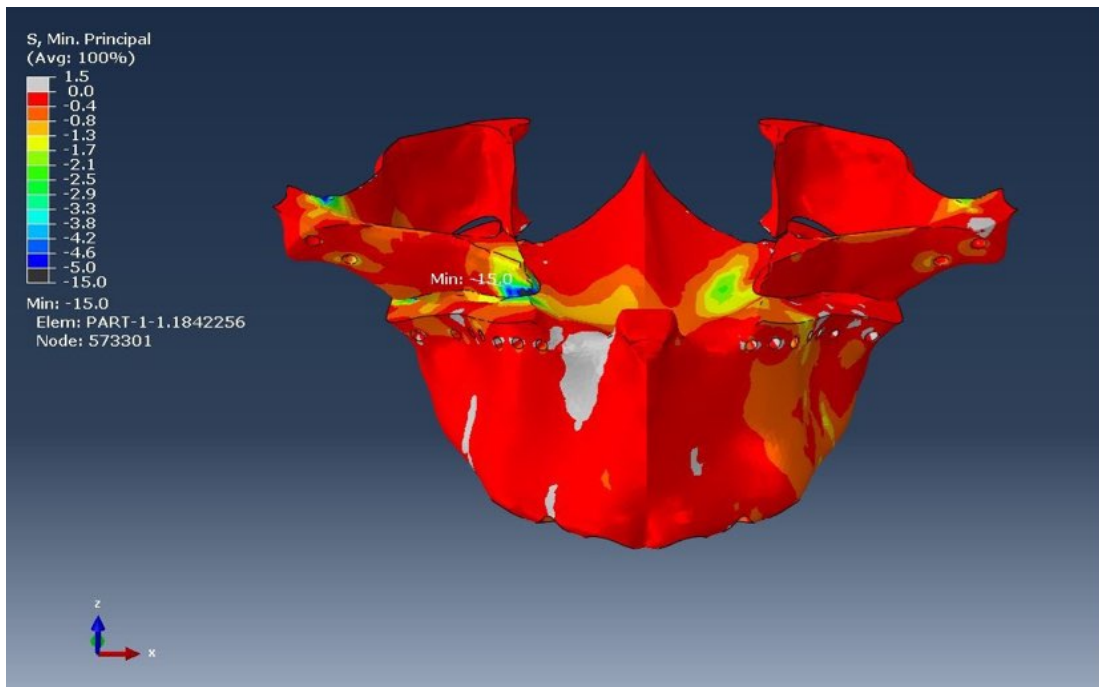
Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri Şekil 3.43'te ve spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri ise Şekil 3.44'te gösterilmiştir. En yüksek P_{min} değeri balans tarafında kortikal kemik için anterior plağın 9. vidası bölgesinde 118,2 MPa, spongiöz kemik için zigomatik buttress bölgesinde osteotomi hattında 22,1 MPa olarak ölçülmüştür.



Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri Şekil 3.45'te ve spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri ise Şekil 3.46'da gösterilmiştir. En yüksek P_{min} değeri balans tarafında kortikal kemik için anterior plağın 9. vidası bölgesinde 54,5 MPa, spongiöz kemik için anterior piriform bölgesinde osteotomi hattında 15 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.45. Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan P_{min} değerleri



Şekil 3.46. Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda spongiöz kemikte oluşan P_{min} değerleri

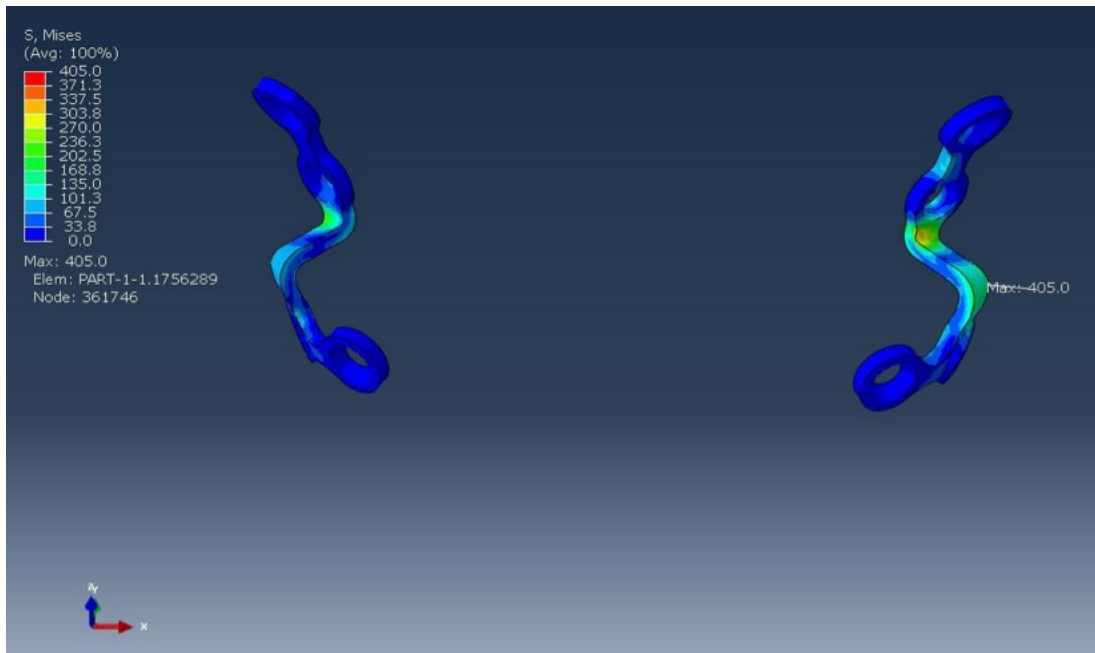
En yüksek P_{min} değerleri toplamı kortikal kemik için model 1'de, spongiöz kemik için model 3'te ölçülmüştür (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2. Modellerde ölçülen en yüksek P_{min} değerleri

	Model 1		Model 2		Model 3		Model 4	
	Kortikal	Spongiöz	Kortikal	Spongiöz	Kortikal	Spongiöz	Kortikal	Spongiöz
Vertikal	78,5	27	93,8	20,3	78,6	24,6	83,2	20,7
Horizontal	103,2	12	29,8	5,3	113,1	17,3	25,2	4,7
Oblik	149,8	22,2	75,2	16,1	118,2	22,1	54,5	15
Toplam	331,5	61,2	198,8	41,7	309,9	64	162,9	40,4

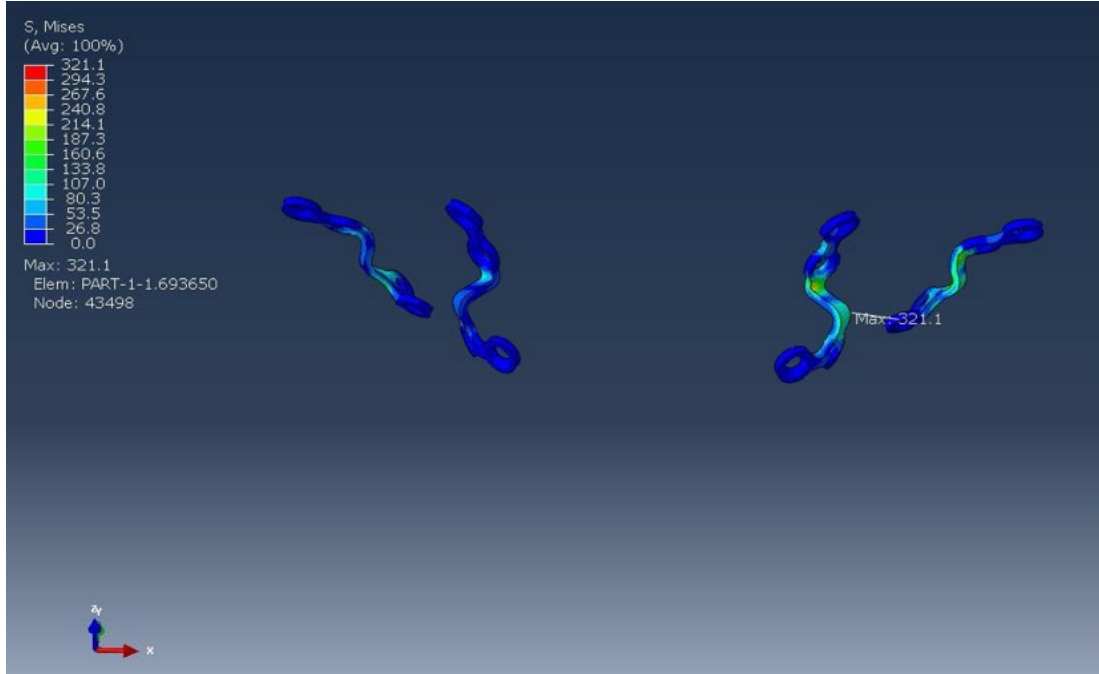
3.7. Vertikal kuvvetlerde Von Mises stresleri

Model 1'de vertikal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 3.47'de gösterilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri fonksiyon tarafındaki miniplakın dirsek bölümünde 405 MPa olarak ölçülmüştür.

**Şekil 3.47.** Model 1'de vertikal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri

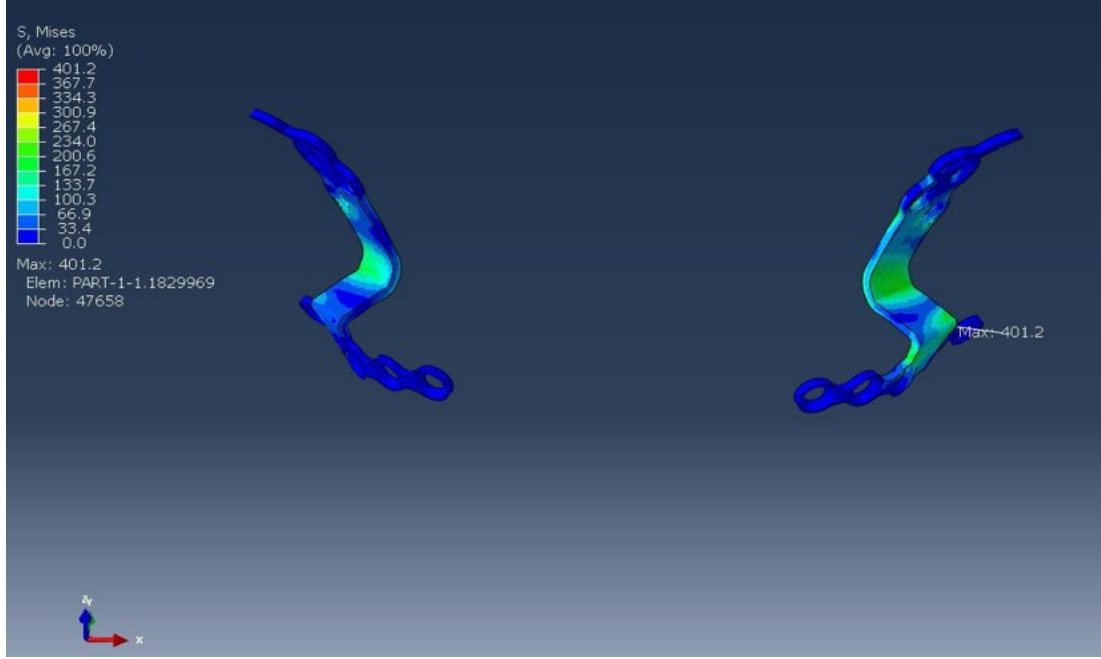
Model 2'de vertikal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 3.48'de gösterilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri

fonksiyon tarafında, anteriordaki miniplakın dirsek bölümünde 321,1 MPa olarak ölçülmüştür.



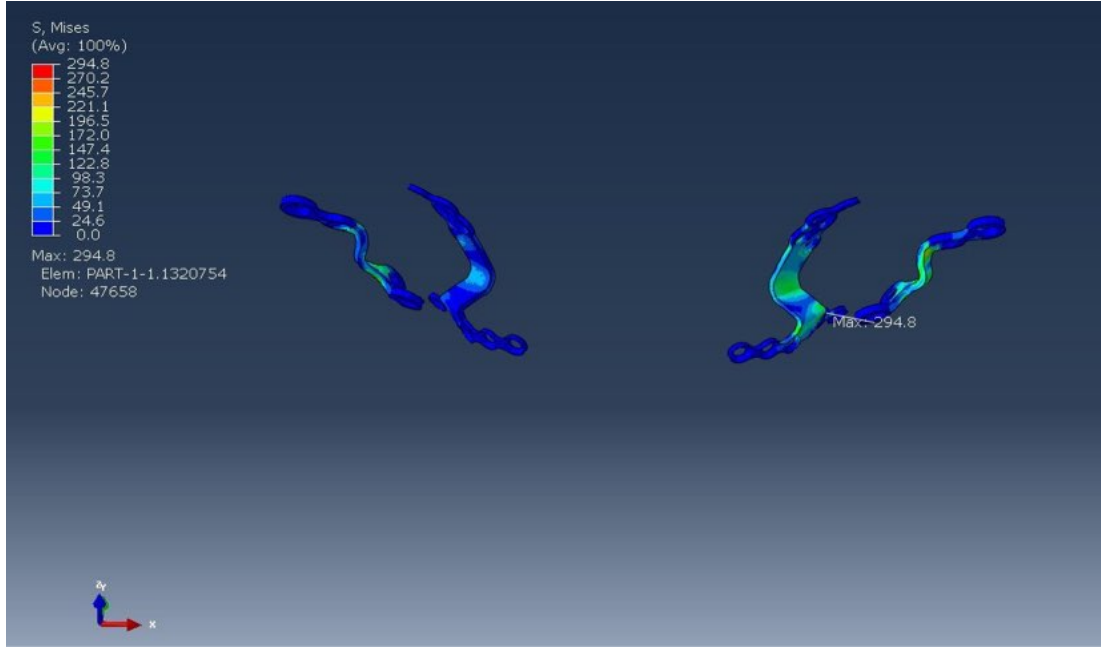
Şekil 3.48. Model 2'de vertikal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri

Model 3'te vertikal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 3.49'da gösterilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri fonksiyon tarafındaki miniplakın dirsek bölümünde 401,2 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.49. Model 3'te vertikal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri

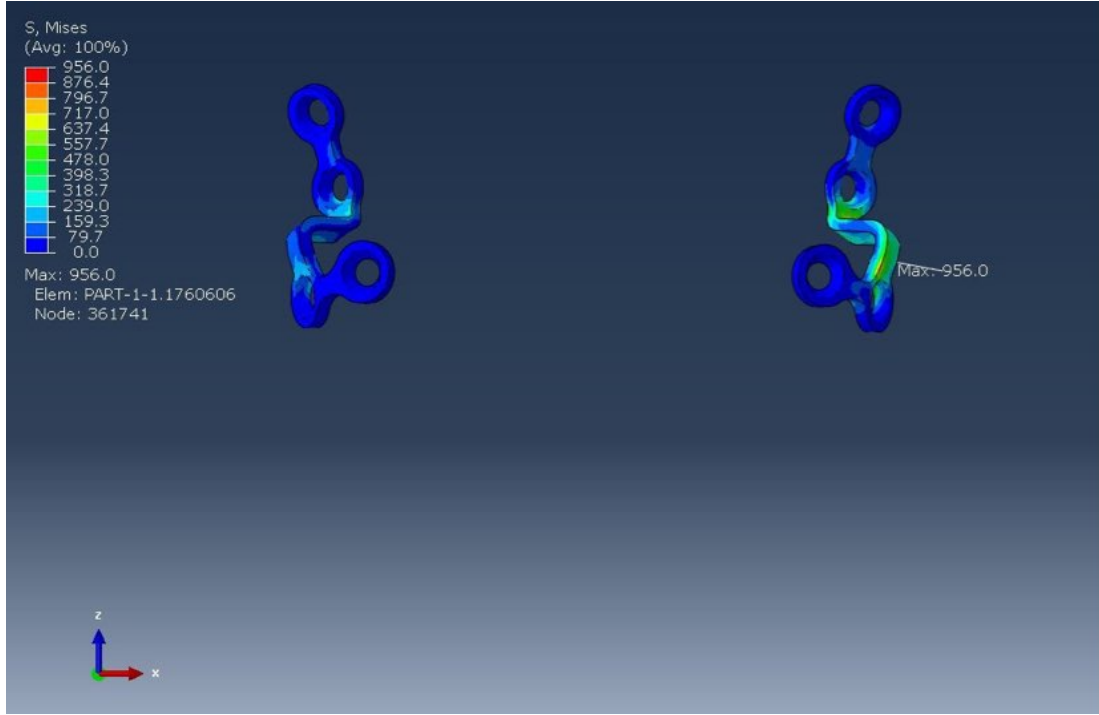
Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 3.50'de gösterilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri fonksiyon tarafında, anteriordaki miniplakın dirsek bölümünde 294,8 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.50. Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri

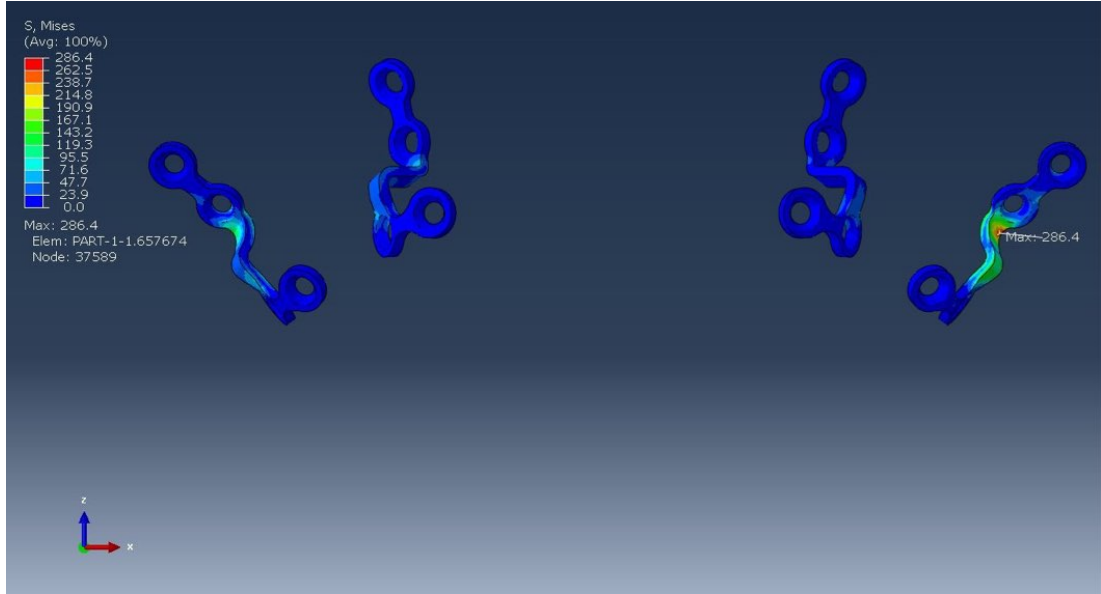
3.8. Horizontal kuvvetlerde Von Mises stresleri

Model 1'de horizontal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 3.51'de gösterilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri fonksiyon tarafındaki miniplakın dirsek bölümünün altında 956 MPa olarak ölçülmüştür.



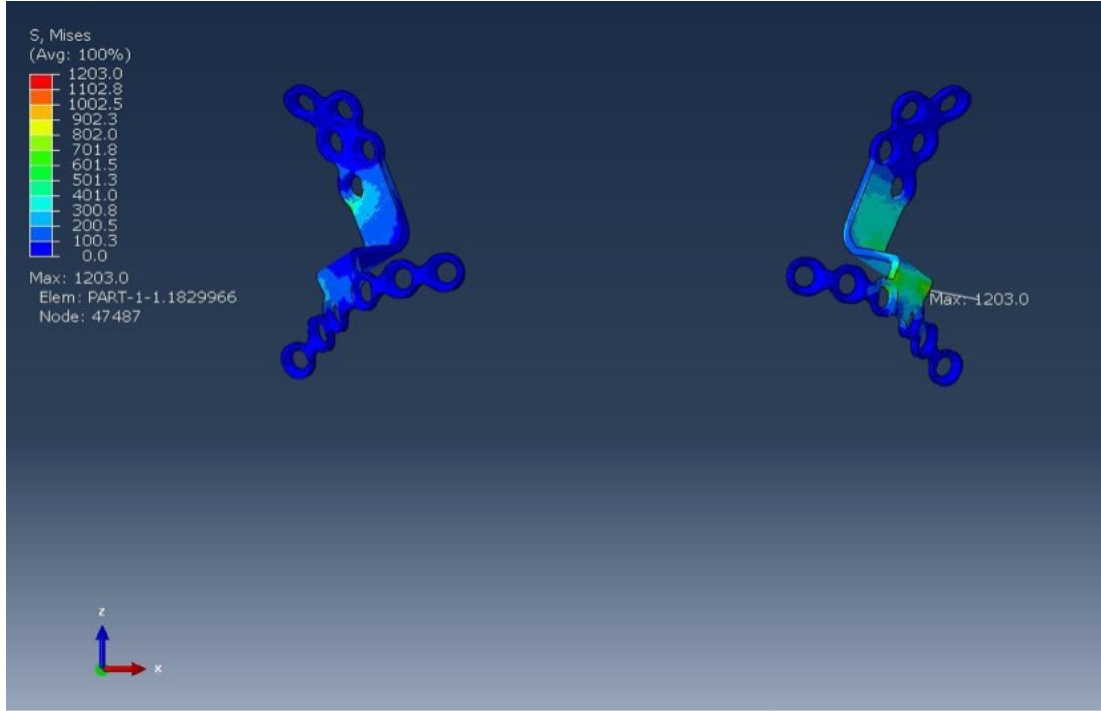
Şekil 3.51. Model 1'de horizontal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri

Model 2'de horizontal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 3.52'de gösterilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri fonksiyon tarafında, posteriordaki miniplakın üsteki bükülme bölgesinde 286,4 MPa olarak ölçülmüştür.



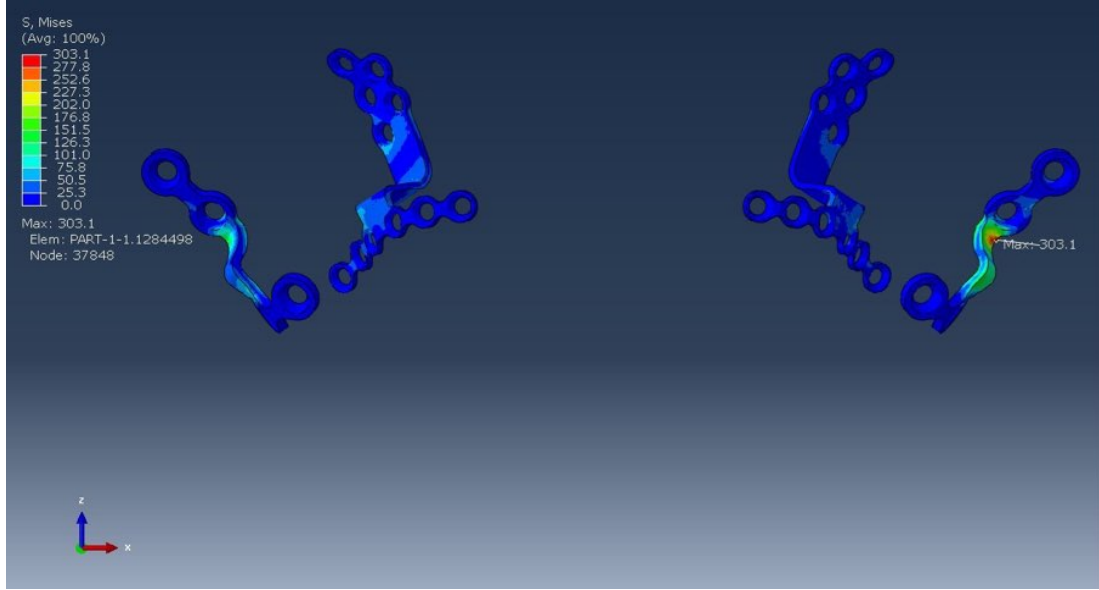
Şekil 3.52. Model 2'de horizontal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri

Model 3'te horizontal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 3.53'te gösterilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri fonksiyon tarafındaki miniplakın dirsek bölgesinde 1203 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.53. Model 3'te horizontal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri

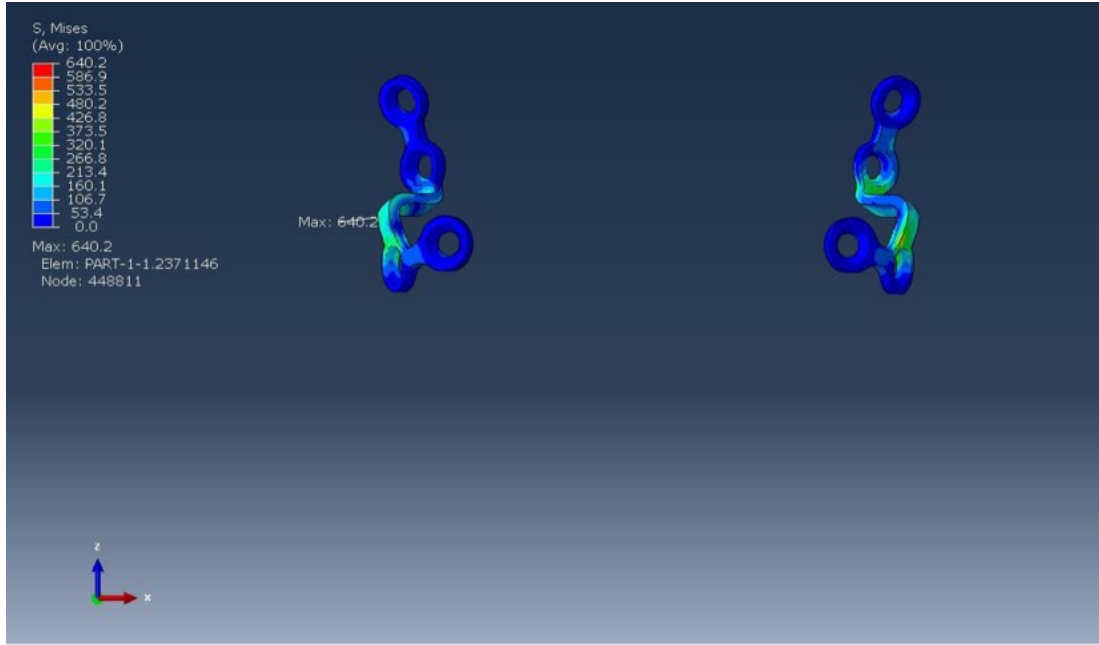
Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 3.54'te gösterilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri fonksiyon tarafında, posteriordaki miniplakın üsteki bükülme bölgesinde 303,1 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.54. Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri

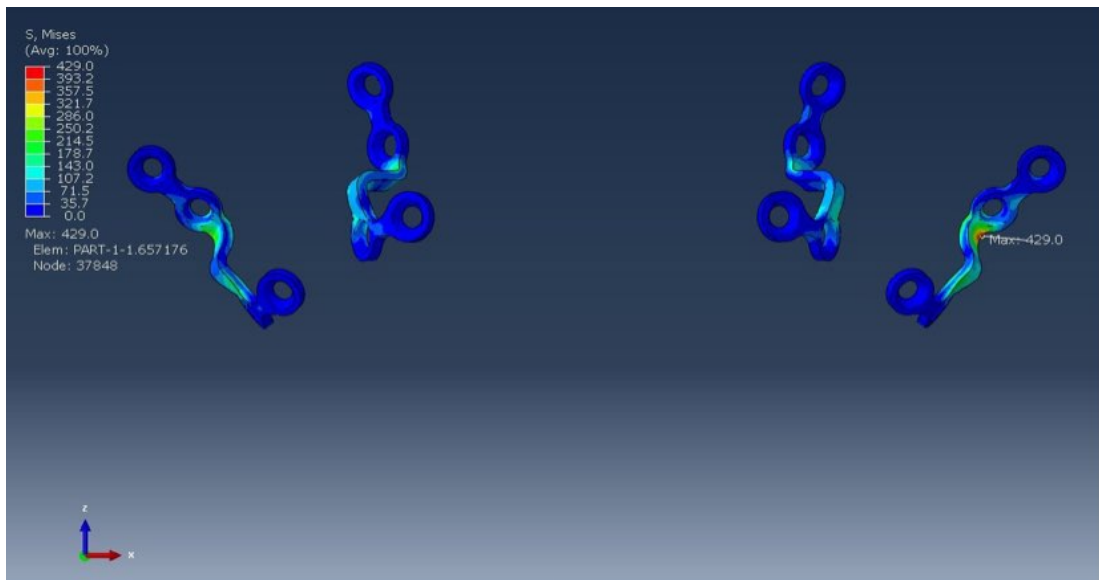
3.9. Oblik kuvvetlerde Von Mises stresleri

Model 1'de oblik kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 3.55'te gösterilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri kontrol tarafındaki miniplakın dirsek bölümünde 640,2 MPa olarak ölçülmüştür.



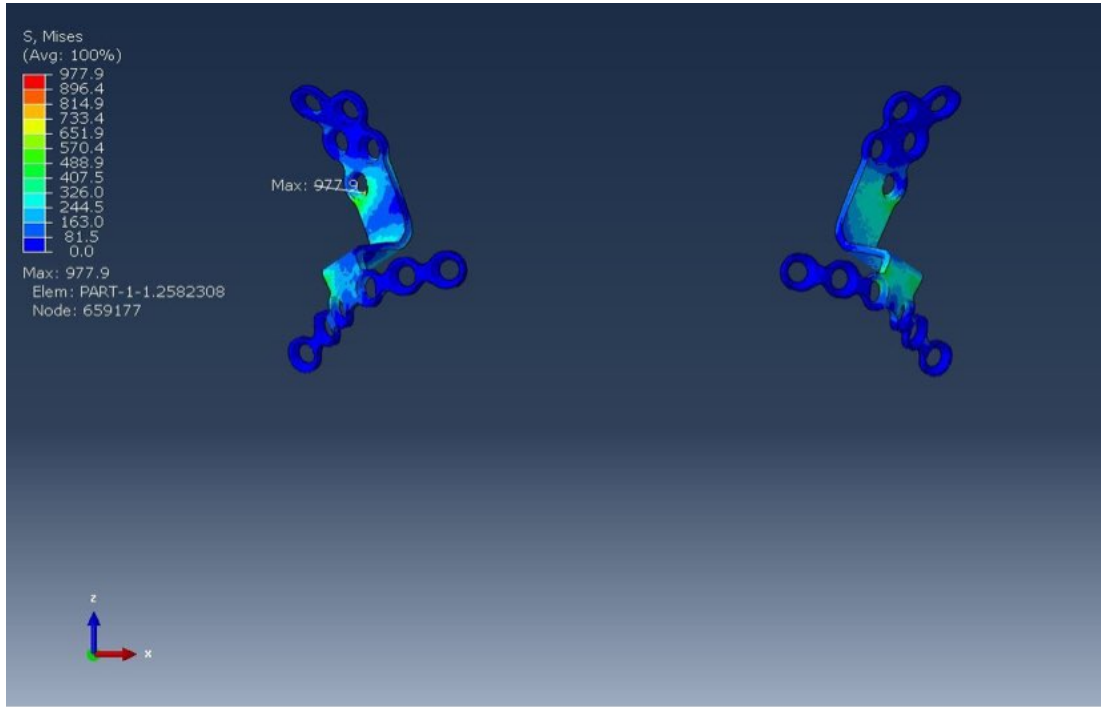
Şekil 3.55. Model 1'de oblik kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri

Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 3.56'da gösterilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri fonksiyon tarafında, posteriordaki miniplakın üsteki bükülme bölgesinde 429 MPa olarak ölçülmüştür.



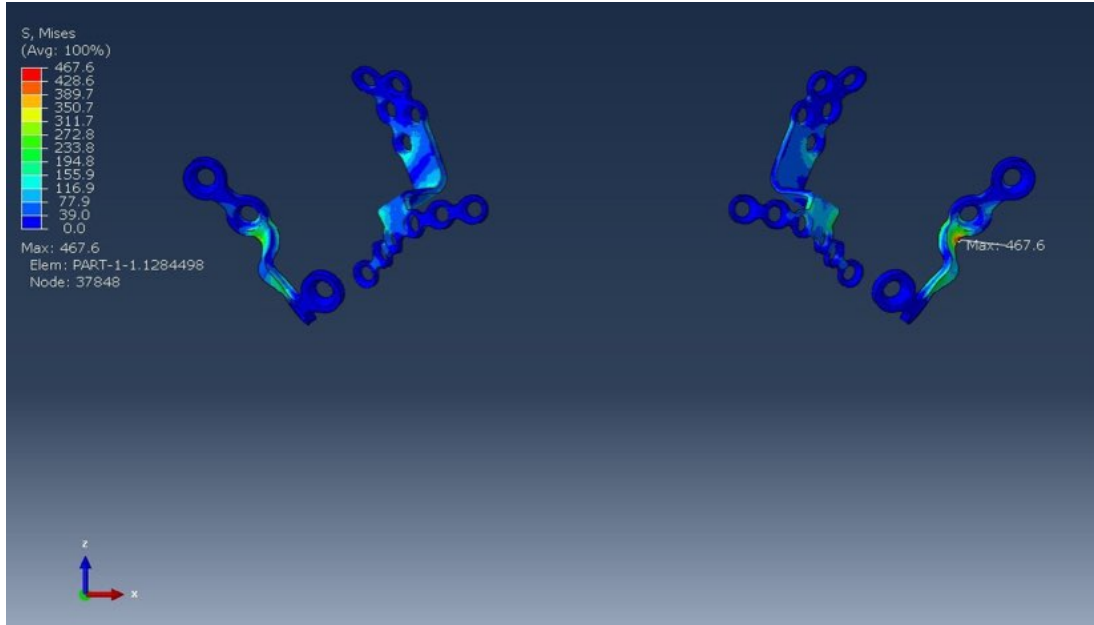
Şekil 3.56. Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri

Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri şekil 3.57'de gösterilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri kontrol tarafında, miniplakın osteotomi hattının üstünde kalan 5. vida bölgesinde 977,9 MPa olarak ölçülmüştür.



şekil 3.57. Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri

Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri şekil 3.58'de gösterilmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri fonksiyon tarafında, posteriordaki miniplakın üsteki bükülme bölgesinde 467,6 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.58. Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda miniplaklarda oluşan Von Mises stres değerleri

En yüksek Von Mises değerleri toplamı model 1'de, balans tarafındaki plakta ölçülmüştür (Çizelge 3.3).

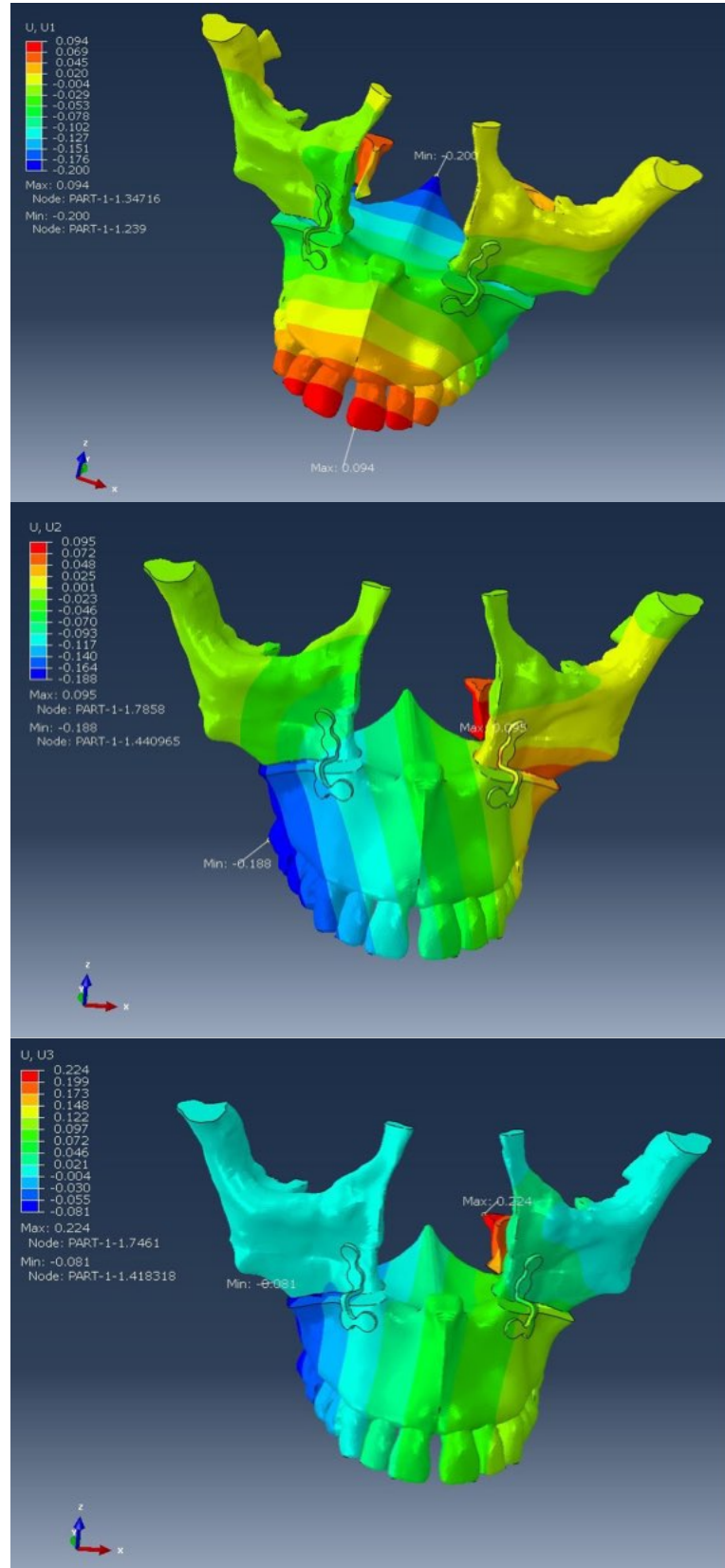
Çizelge 3.3. Modellerde ölçülen en yüksek Von Mises değerleri

	Model 1		Model 2				Model 3		Model 4			
	sağ ön	sol ön	sağ ön	sağ arka	sol ön	sol arka	sağ ön	sol ön	sağ ön	sağ arka	sol ön	sol arka
vertikal	405	244,8	321,1	282,4	136,9	205,5	401,2	318,7	294,8	293,2	126,1	226,1
horizontal	956	412,2	60	286,4	117,9	139	1203	820,6	92,1	303,1	114,2	153,8
oblik	585,3	640,2	261,6	429	303	289,7	158,4	977,9	309,4	467,6	267,2	325,2
Toplam	1946,3	1297,2	642,7	997,8	557,8	634,2	1762,6	2117,2	696,3	1063,9	507,5	705,1
Ortalama	1621,75		708,125				1939,9		743,2			

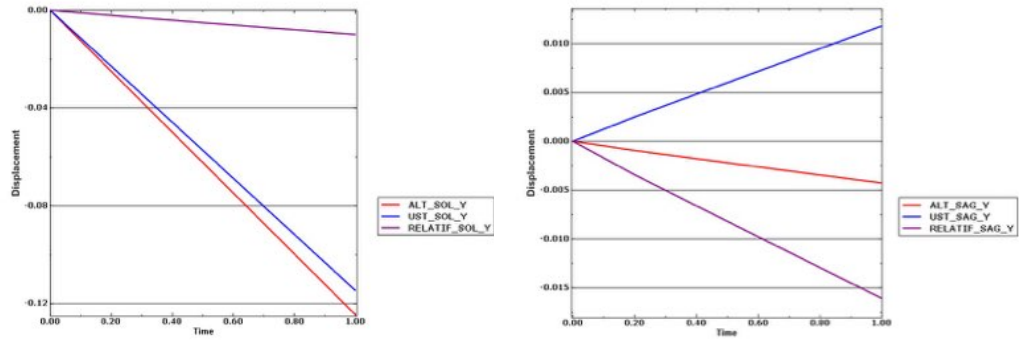
3.10. Vertikal kuvvetlerde deplasman miktarları

Model 1'de vertikal kuvvetler sonucunda maksillada oluşan deplasman miktarları Şekil 3.59'da gösterilmiştir. En yüksek deplasman miktarı z ekseninde alt segmentin fonksiyon tarafında ve sinüs arka duvarında 0,224

mm superior deplasmanı olarak ölçülmüştür. Alt ve üst segmentlerin y eksenine göre relatif deplasman farkları şekil 3.60'ta gösterilmiştir ve alt segmentin sol taraf için yaklaşık 0,02 mm, sağ taraf için yaklaşık 0,016 mm anteriora deplasmanı ölçülmüştür.

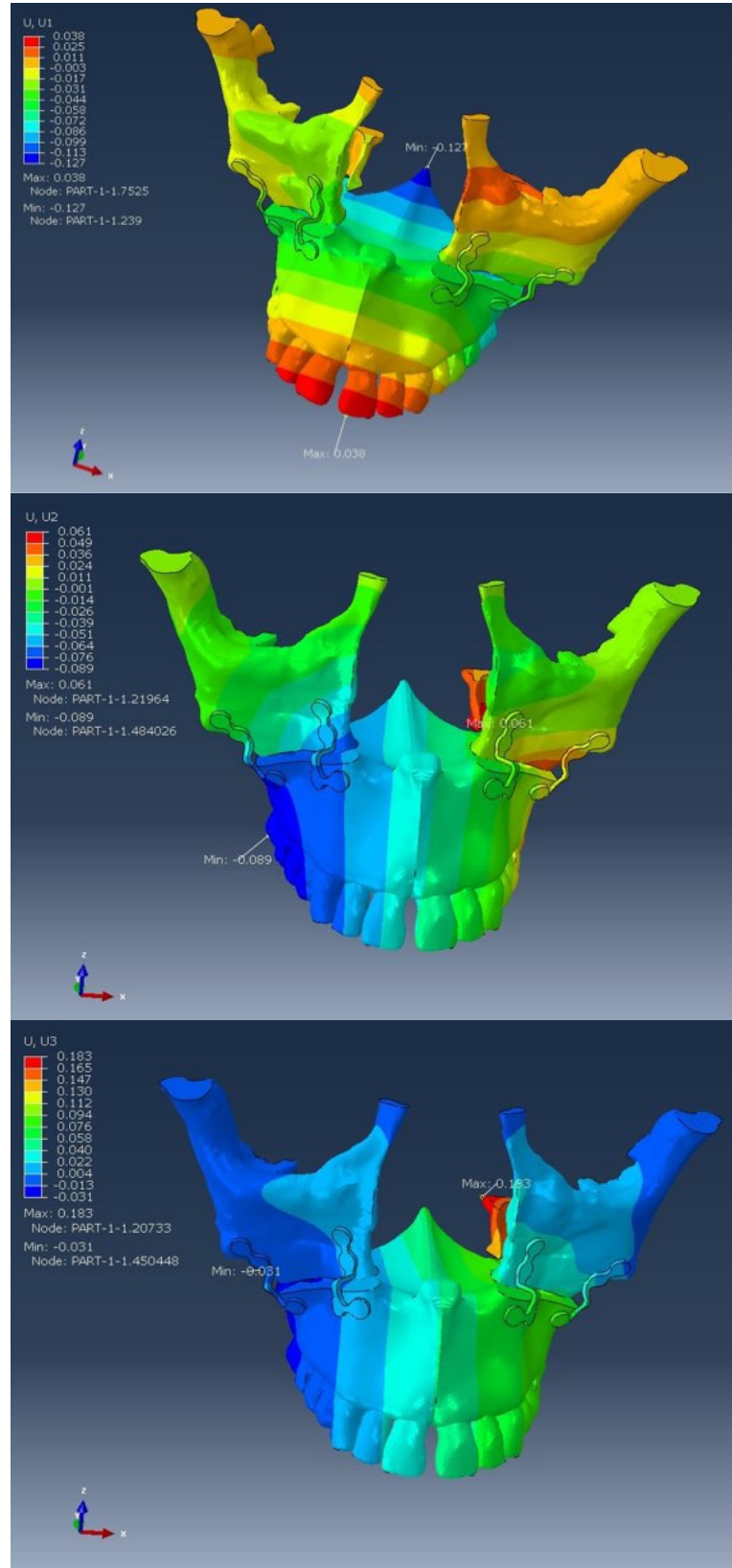


Şekil 3.59. Model 1'de vertikal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları

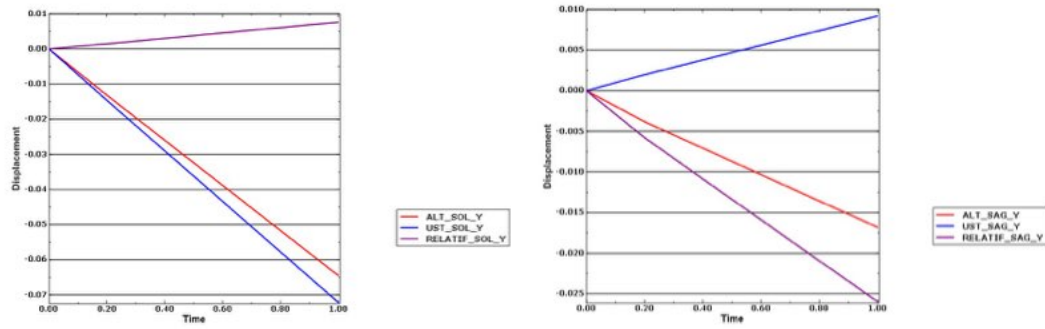


Şekil 3.60. Model 1'de vertikal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları

Model 2'de vertikal kuvvetler sonucunda maksillada oluşan deplasman miktarları Şekil 3.61'da gösterilmiştir. En yüksek deplasman miktarı z ekseninde üst segmentin fonksiyon tarafında ve sinüs arka duvarında 0,183 mm superior deplasmanı olarak ölçülmüştür. Alt ve üst segmentlerin y eksenine göre relatif deplasman farkları şekil 3.62'de gösterilmiştir ve alt segmentin sol taraf için yaklaşık 0,0075 mm posteriora, sağ taraf için yaklaşık 0,026 mm anteriora deplasmanı ölçülmüştür.

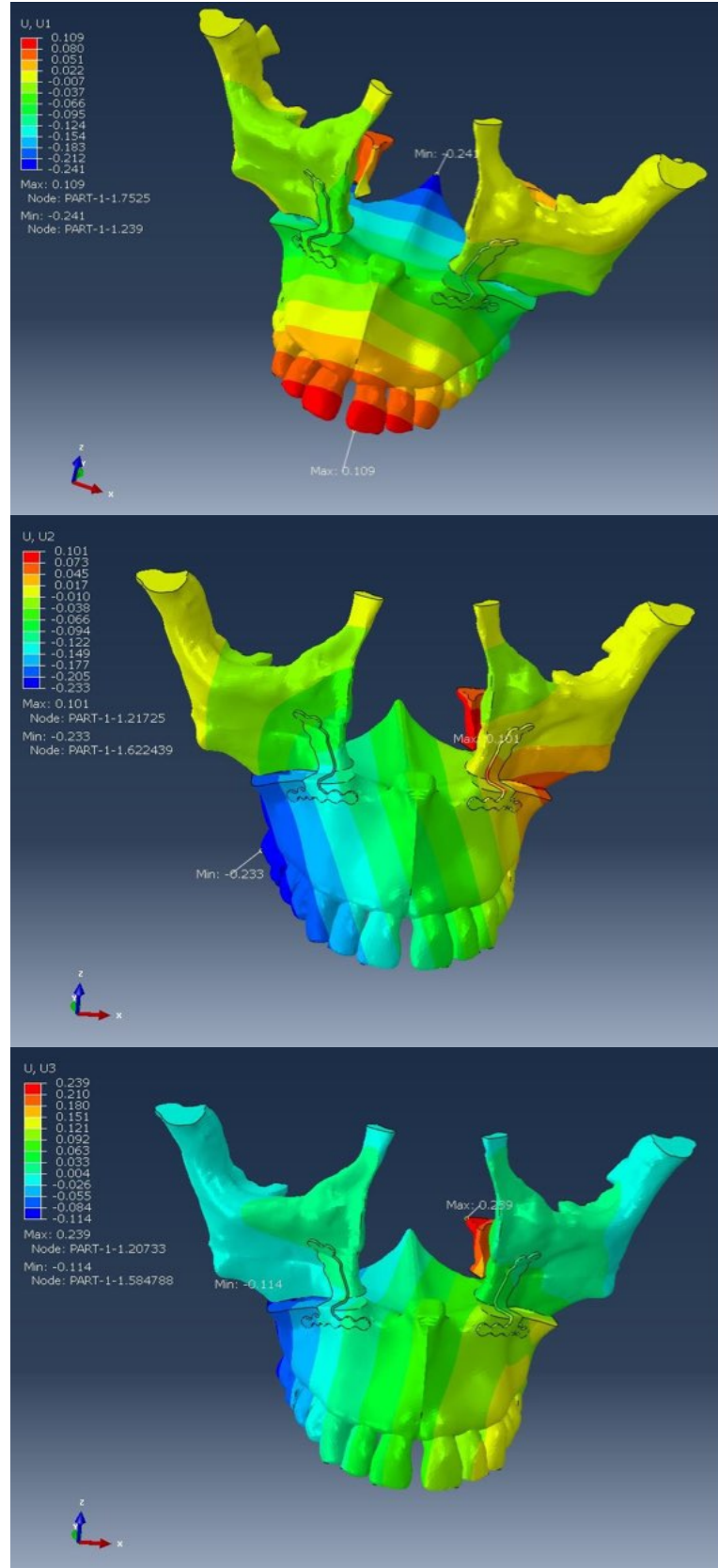


Şekil 3.61. Model 2'de vertikal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları

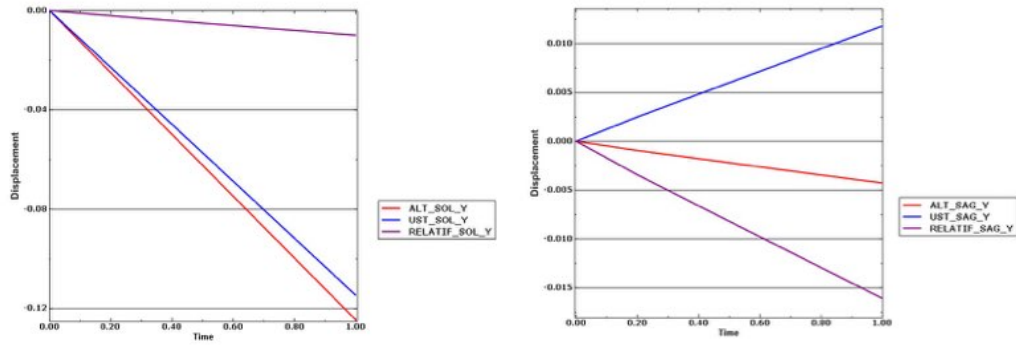


Şekil 3.62. Model 2'de vertikal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları

Model 3'te vertikal kuvvetler sonucunda maksillada oluşan deplasman miktarları Şekil 3.63'da gösterilmiştir. En yüksek deplasman miktarı z ekseninde üst segmentin fonksiyon tarafında ve sinüs arka duvarında 0,239 mm superior deplasmanı olarak ölçülmüştür. Alt ve üst segmentlerin y eksenine göre relatif deplasman farkları şekil 3.64'de gösterilmiştir ve alt segmentin sol taraf için yaklaşık 0,01 mm, sağ taraf için yaklaşık 0,016 mm anteriora deplasmanı ölçülmüştür.

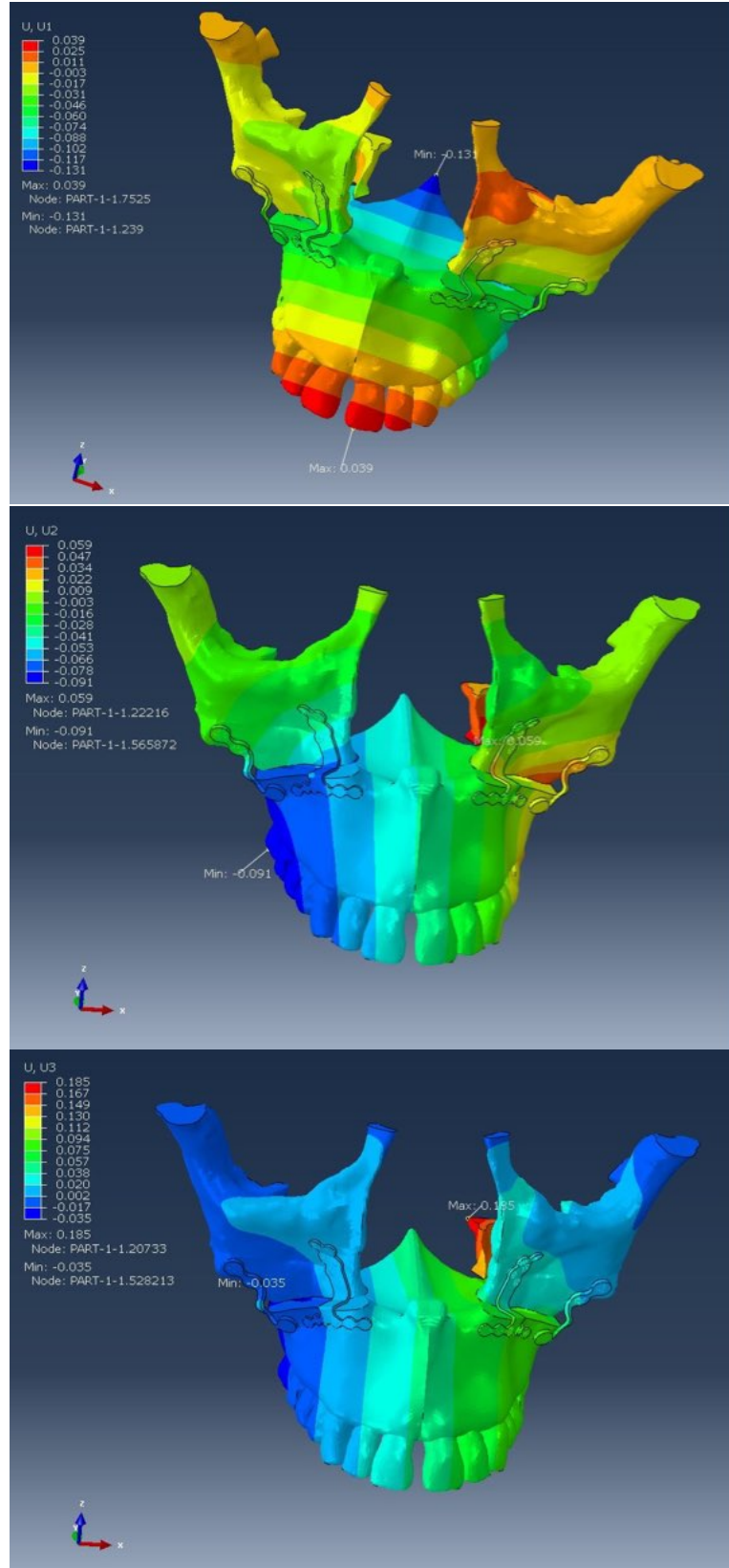


Şekil 3.63. Model 3'te vertikal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları

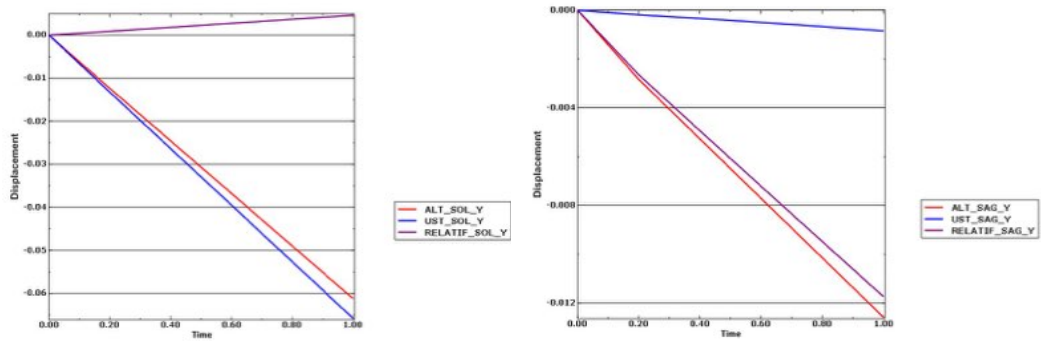


Şekil 3.64. Model 3'te vertikal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları

Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda maksillada oluşan deplasman miktarları Şekil 3.65'te gösterilmiştir. En yüksek deplasman miktarı z ekseninde üst segmentin fonksiyon tarafında ve sinüs arka duvarında 0,185 mm superior deplasmanı olarak ölçülmüştür. Alt ve üst segmentlerin y eksenine göre relatif deplasman farkları şekil 3.66'de gösterilmiştir ve alt segmentin sol taraf için yaklaşık 0,005 mm posteriora, sağ taraf için yaklaşık 0,012 mm anteriora deplasmanı ölçülmüştür.



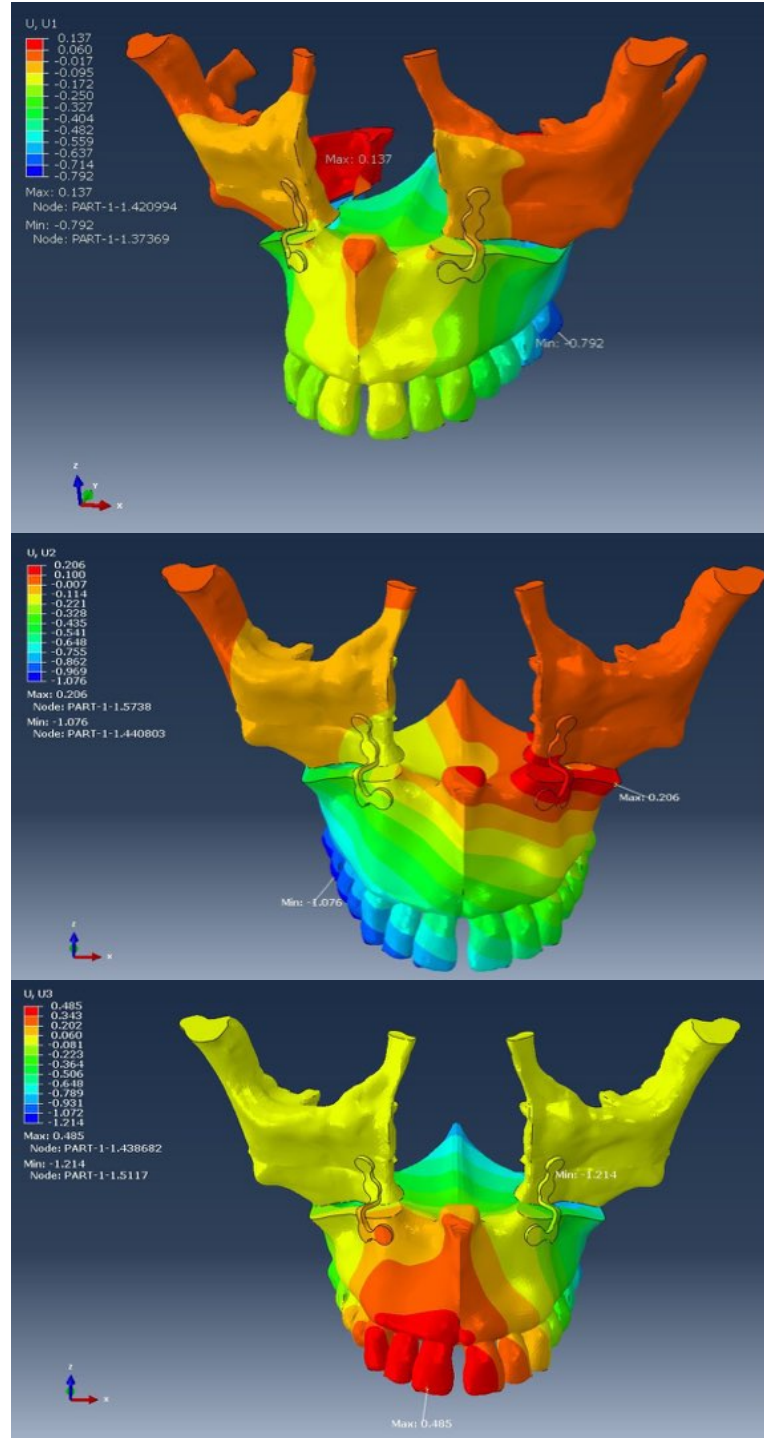
Şekil 3.65. Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları



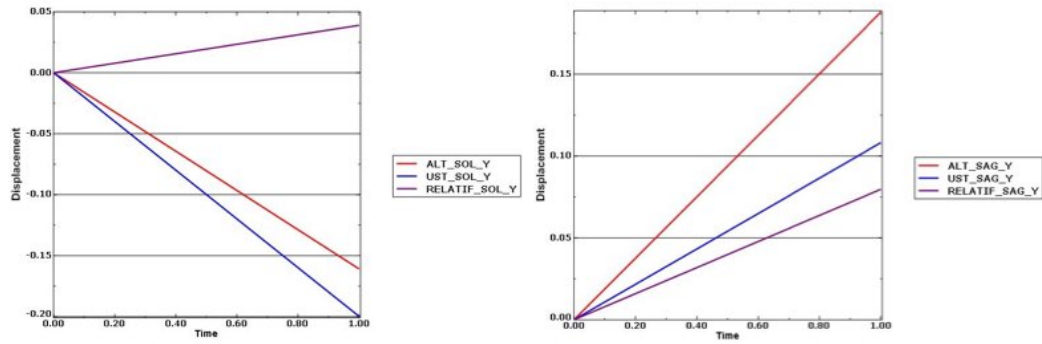
Şekil 3.66. Model 4'te vertikal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriforlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları

3.11. Horizontal kuvvetlerde deplasman miktarları

Model 1'de horizontal kuvvetler sonucunda maksillada oluşan deplasman miktarları Şekil 3.67'de gösterilmiştir. En yüksek deplasman miktarı z ekseninde alt segmentin fonksiyon tarafında ve posteriorunun 1,214 mm inferiora deplasmanı olarak ölçülmüştür. Alt ve üst segmentlerin y eksenine göre relatif deplasman farkları şekil 3.68'de gösterilmiştir ve alt segmentin sol taraf için yaklaşık 0,04 mm, sağ taraf için yaklaşık 0,08 mm posteriora deplasmanı ölçülmüştür.

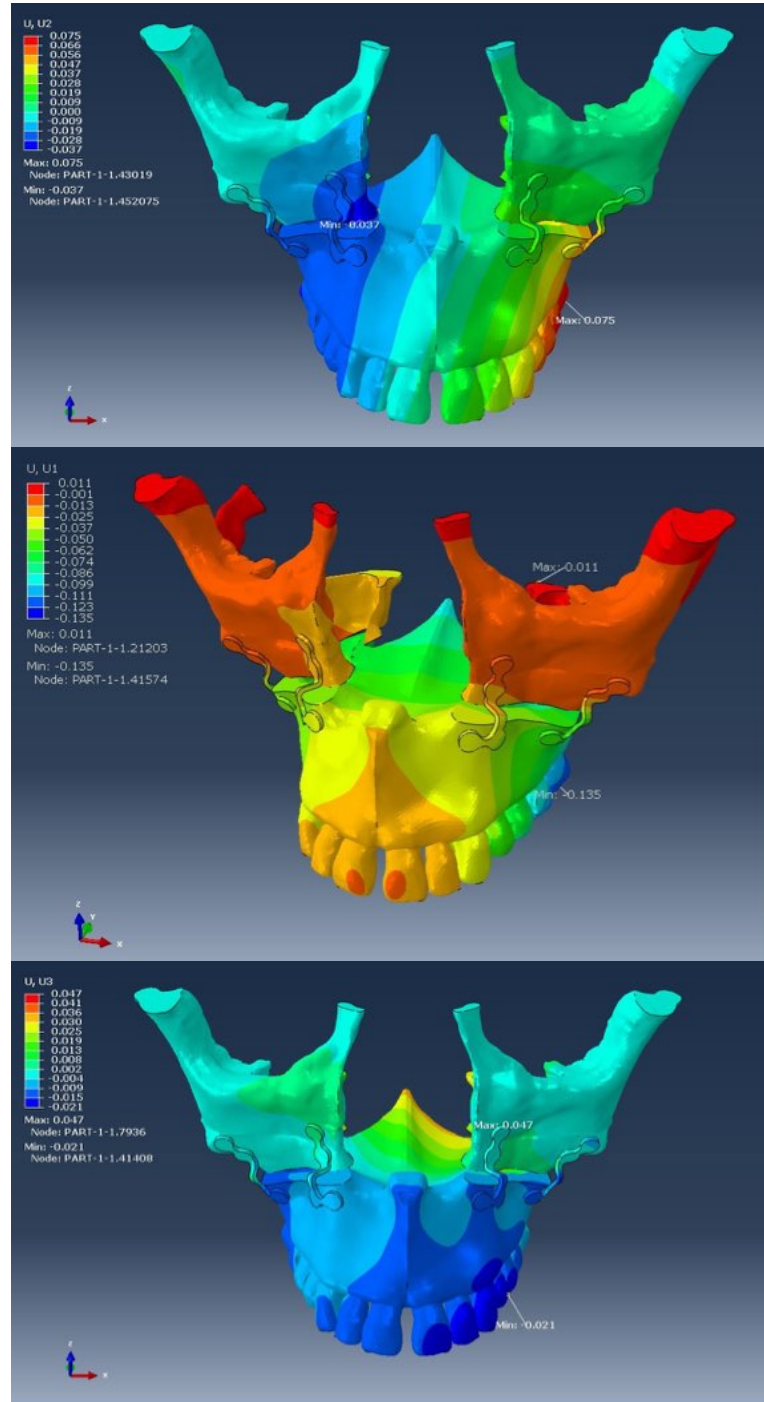


Şekil 3.67. Model 1'de horizontal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları

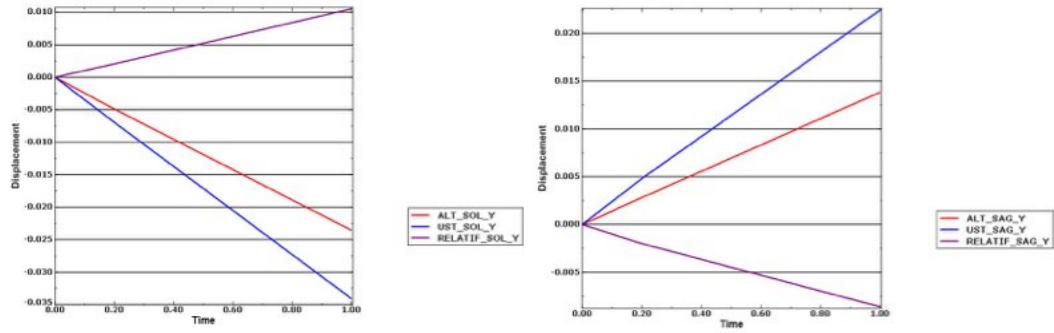


Şekil 3.68. Model 1'de horizontal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları

Model 2'de horizontal kuvvetler sonucunda maksillada oluşan deplasman miktarları Şekil 3.69'da gösterilmiştir. En yüksek deplasman miktarı x ekseninde alt segmentin fonksiyon tarafında ve molar dişlerin 0,135 mm mediale deplasmanı olarak ölçülmüştür. Alt ve üst segmentlerin y eksenine göre relatif deplasman farkları şekil 3.70'te gösterilmiştir ve alt segmentin sol taraf için yaklaşık 0,011 mm posteriora, sağ taraf için yaklaşık 0,009 mm anteriora deplasmanı ölçülmüştür.

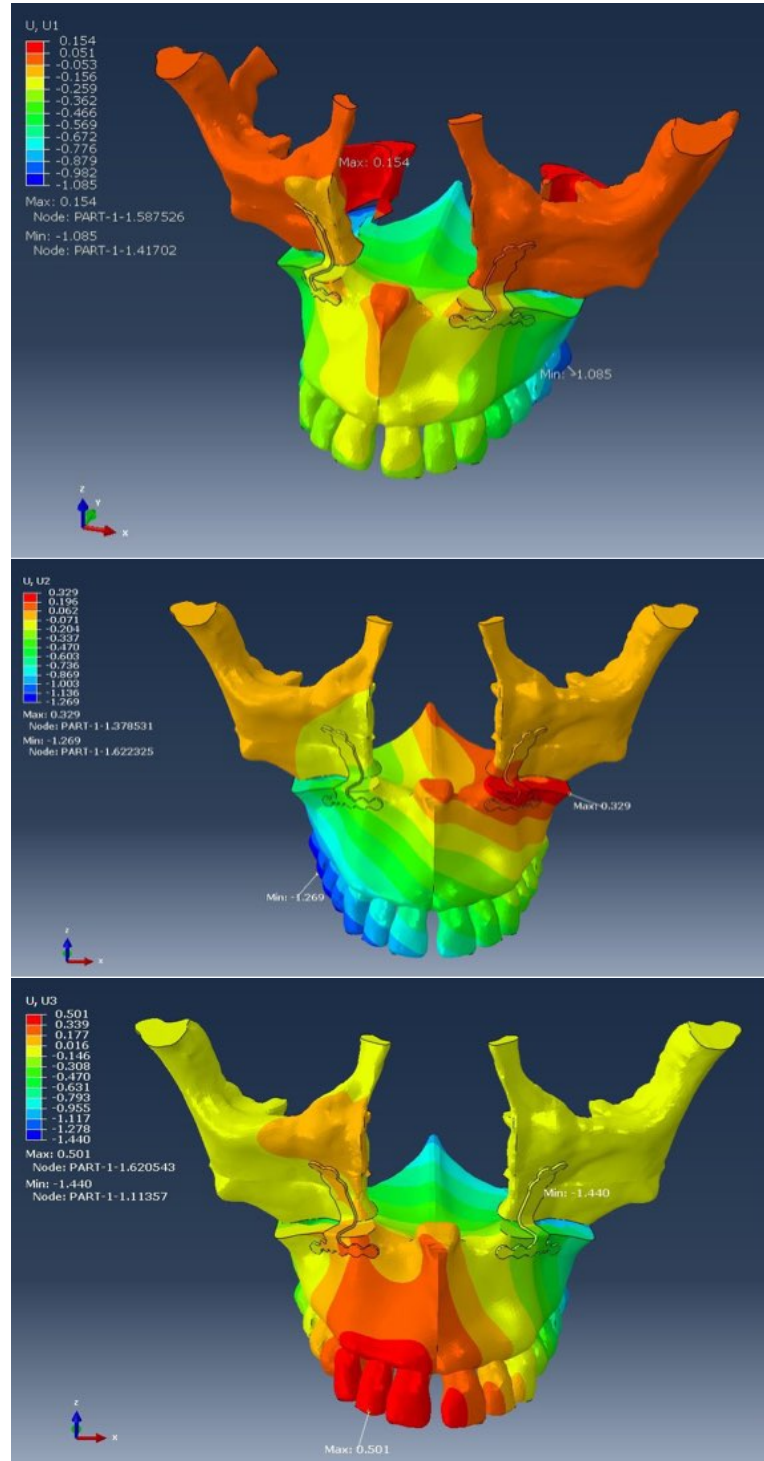


Şekil 3.69. Model 2'de horizontal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları

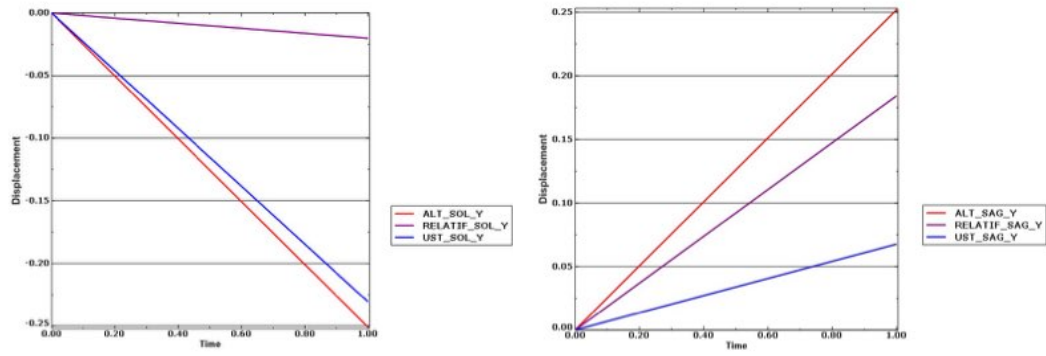


Şekil 3.70. Model 2'de horizontal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları

Model 3'te horizontal kuvvetler sonucunda maksillada oluşan deplasman miktarları Şekil 3.71'de gösterilmiştir. En yüksek deplasman miktarı z ekseninde alt segmentin fonksiyon tarafında ve posteriorun 1,440 mm inferiora deplasmanı olarak ölçülmüştür. Alt ve üst segmentlerin y eksenine göre relatif deplasman farkları şekil 3.72'de gösterilmiştir ve alt segmentin sol taraf için yaklaşık 0,02 mm anteriora, sağ taraf için yaklaşık 0,185 mm posteriora deplasmanı ölçülmüştür.

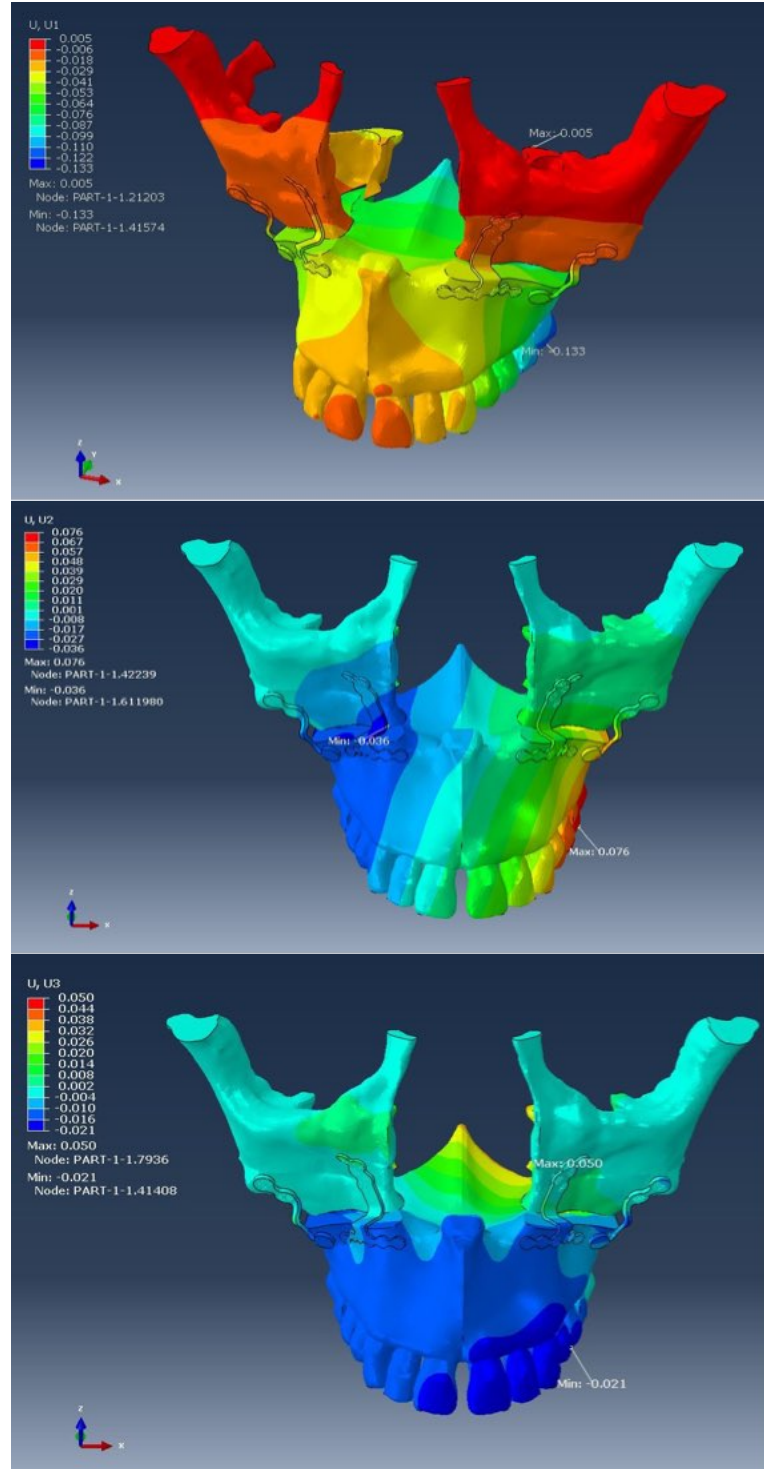


Şekil 3.71. Model 3'te horizontal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları

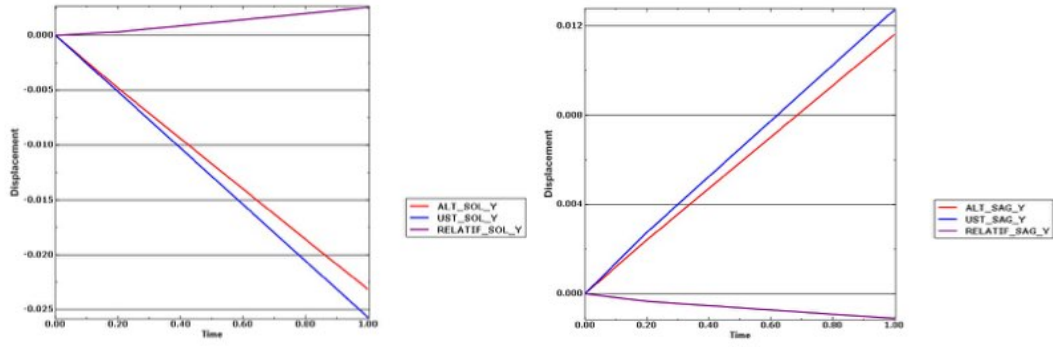


Şekil 3.72. Model 3'te horizontal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları

Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda maksillada oluşan deplasman miktarları Şekil 3.73'te gösterilmiştir. En yüksek deplasman miktarı x ekseninde alt segmentin fonksiyon tarafında ve molar dişlerin 0,133 mm mediale deplasmanı olarak ölçülmüştür. Alt ve üst segmentlerin y eksenine göre relatif deplasman farkları şekil 3.74'te gösterilmiştir ve alt segmentin sol taraf için yaklaşık 0,002 mm posteriora, sağ taraf için yaklaşık 0,002 mm anteriora deplasmanı ölçülmüştür.



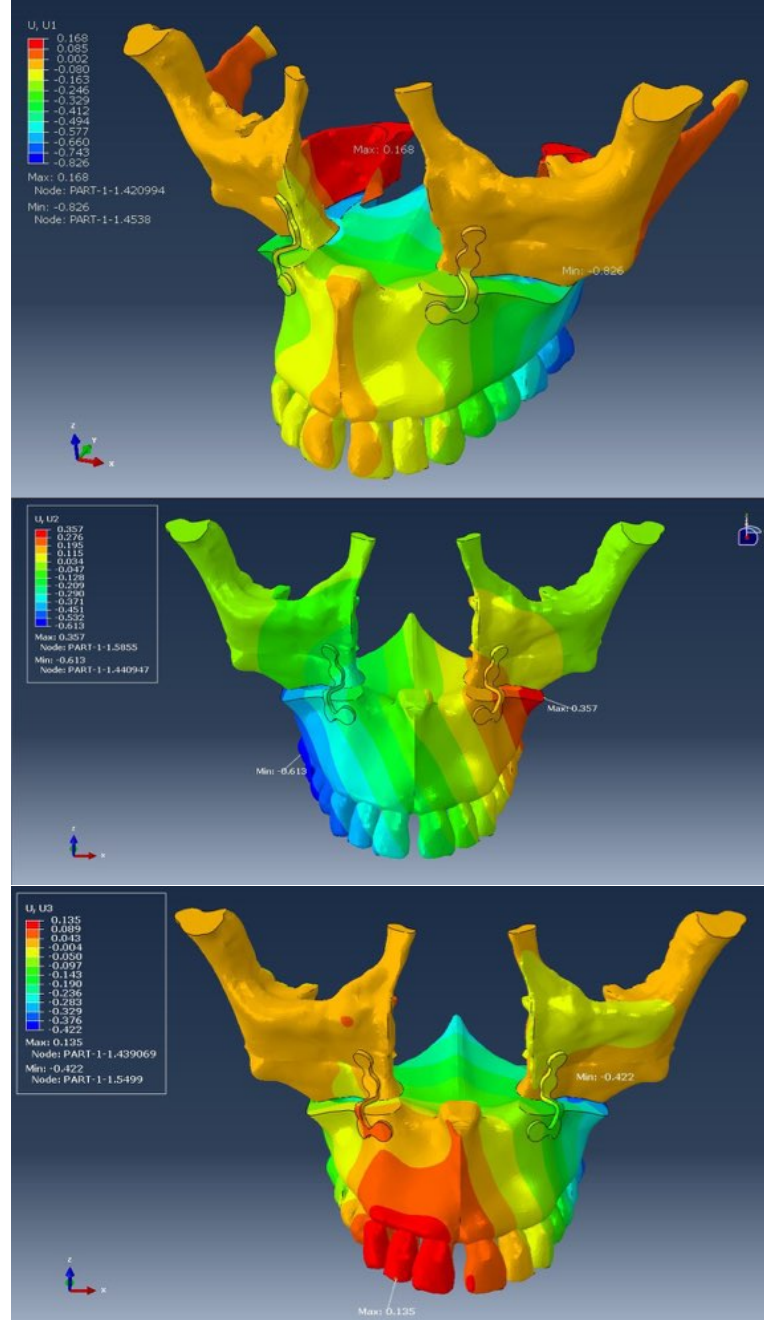
Şekil 3.73. Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları



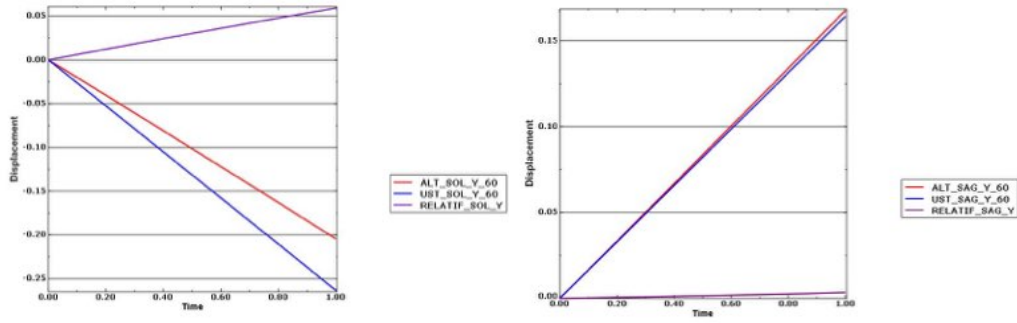
Şekil 3.74. Model 4'te horizontal kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları

3.12. Oblik kuvvetlerde deplasman miktarları

Model 1'de oblik kuvvetler sonucunda maksillada oluşan deplasman miktarları Şekil 3.75'te gösterilmiştir. En yüksek deplasman miktarı x ekseninde alt segmentin fonksiyon tarafında ve posteriorunun 0,826 mm mediale deplasmanı olarak ölçülmüştür. Alt ve üst segmentlerin y eksenine göre relatif deplasman farkları şekil 3.76'da gösterilmiştir ve alt segmentin sol taraf için yaklaşık 0,06 mm, sağ taraf için yaklaşık 0,01 mm posteriora deplasmanı ölçülmüştür.

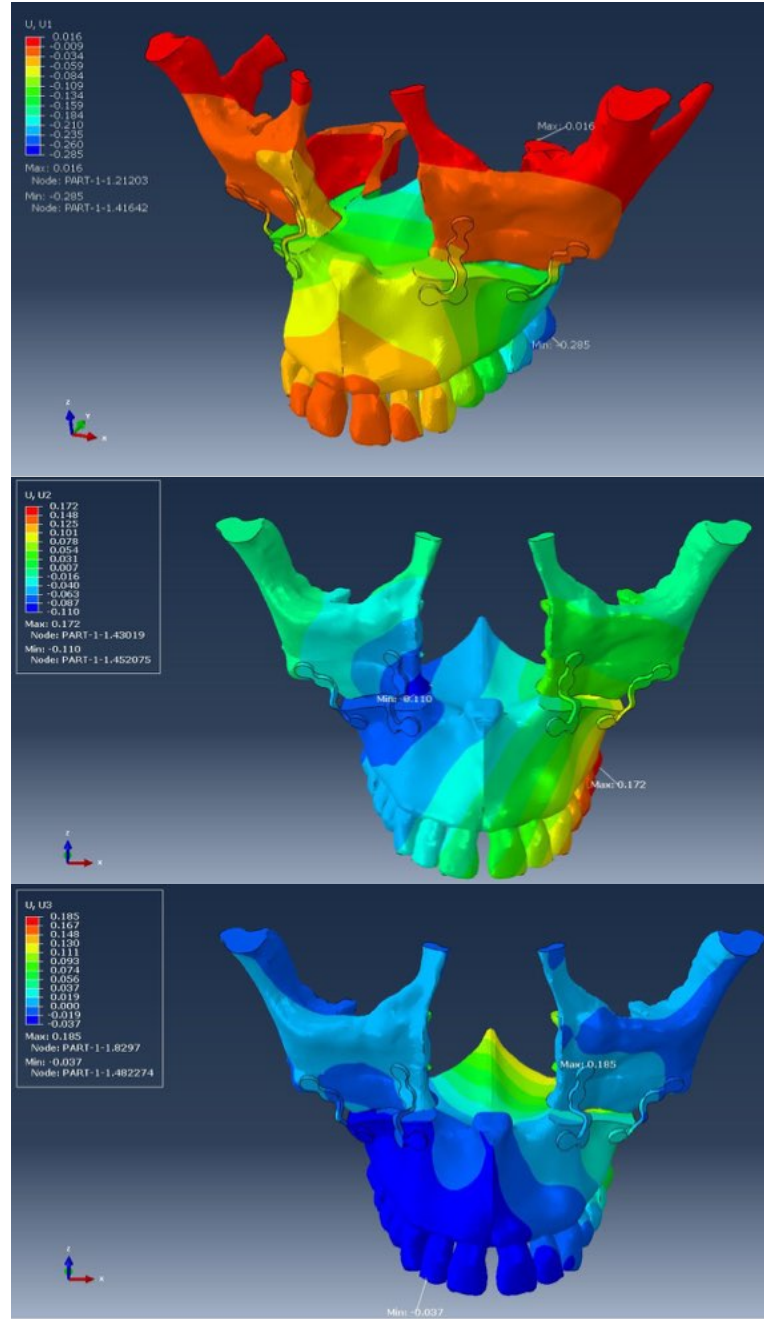


Şekil 3.75. Model 1'de oblik kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları

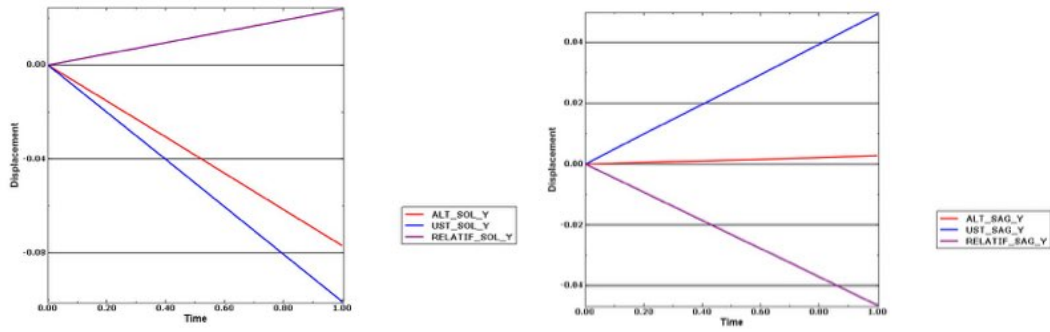


Şekil 3.76. Model 1'de oblik kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları

Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda maksillada oluşan deplasman miktarları Şekil 3.77'de gösterilmiştir. En yüksek deplasman miktarı x ekseninde alt segmentin fonksiyon tarafında ve posteriorunun 0,285 mm mediale deplasmanı olarak ölçülmüştür. Alt ve üst segmentlerin y eksenine göre relatif deplasman farkları şekil 3.78'de gösterilmiştir ve alt segmentin sol taraf için yaklaşık 0,025 mm posteriora, sağ taraf için yaklaşık 0,055 mm anteriora deplasmanı ölçülmüştür.

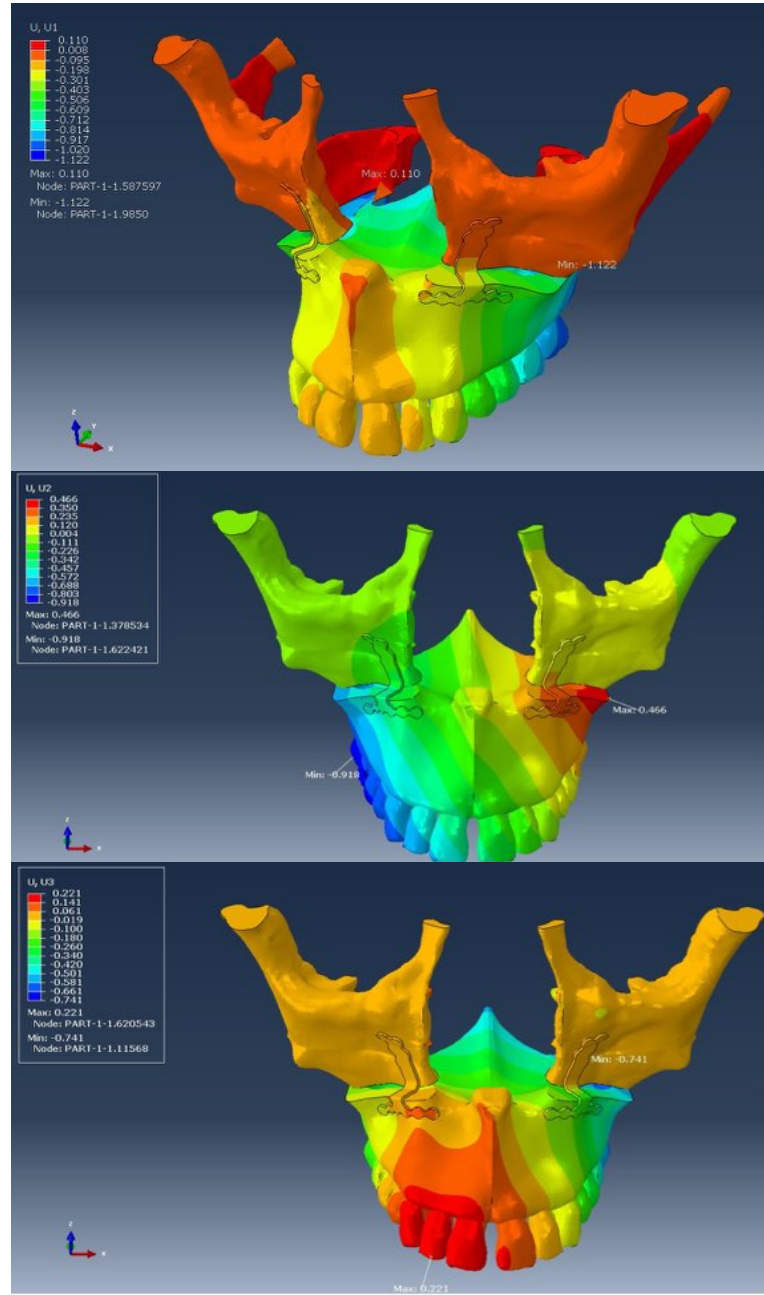


Şekil 3.77. Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları

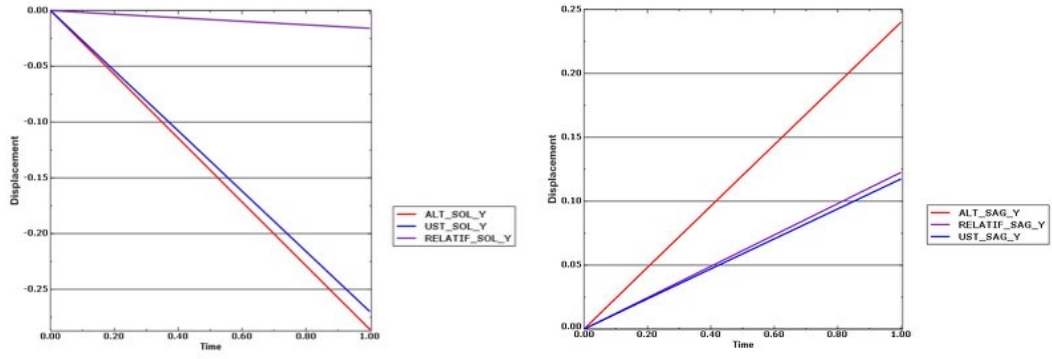


Şekil 3.78. Model 2'de oblik kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları

Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda maksillada oluşan deplasman miktarları Şekil 3.79'da gösterilmiştir. En yüksek deplasman miktarı x ekseninde alt segmentin fonksiyon tarafında ve posteriorunun 1,122 mm mediale deplasmanı olarak ölçülmüştür. Alt ve üst segmentlerin y eksenine göre relatif deplasman farkları şekil 3.80'de gösterilmiştir ve alt segmentin sol taraf için yaklaşık 0,02 mm anteriora, sağ taraf için yaklaşık 0,125 mm posteriora deplasmanı ölçülmüştür.

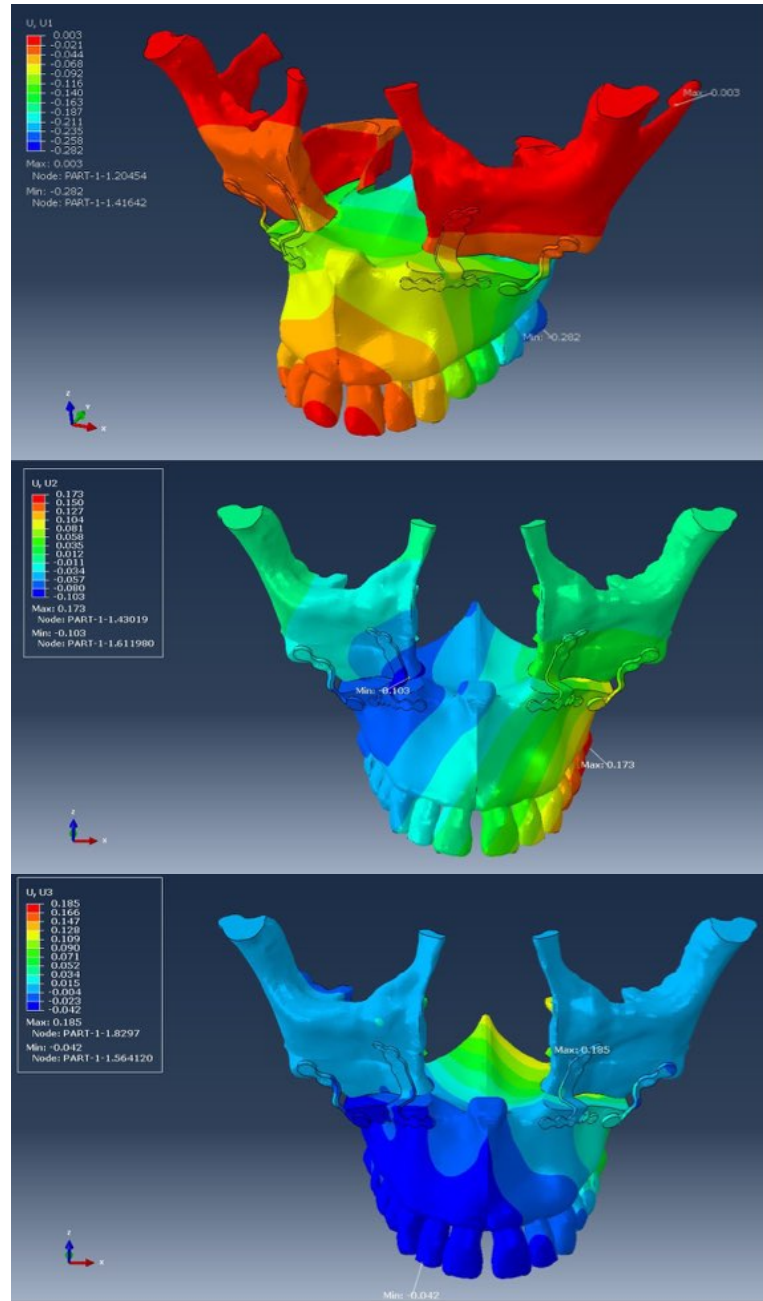


Şekil 3.79. Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları

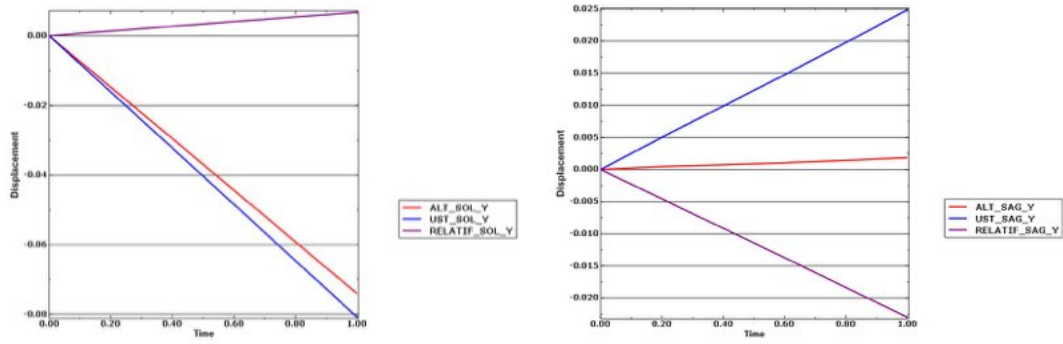


Şekil 3.80. Model 3'te oblik kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları

Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda maksillada oluşan deplasman miktarları Şekil 3.81'de gösterilmiştir. En yüksek deplasman miktarı x ekseninde alt segmentin fonksiyon tarafında ve posteriorunun 0,282 mm mediale deplasmanı olarak ölçülmüştür. Alt ve üst segmentlerin y eksenine göre relatif deplasman farkları şekil 3.82'de gösterilmiştir ve alt segmentin sol taraf için yaklaşık 0,015 mm posteriora, sağ taraf için yaklaşık 0,023 mm anteriora deplasmanı ölçülmüştür.



Şekil 3.81. Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda sırasıyla x,y ve z eksenleri için maksillada oluşan deplasman miktarları



Şekil 3.82. Model 4'te oblik kuvvetler sonucunda sol ve sağ anterior piriformlarda segmentler arası ölçülen relatif deplasman farkları

Bütün modellerde ölçülen deplasman miktarları Çizelge 3.4'te, relatif deplasman farkları ise Çizelge 3.5'te gösterilmiştir. Bütün modeller arasında en yüksek deplasman ve hareketli segmentin relatif deplasman farkı model 3'te ölçülmüştür.

Çizelge 3.4. Modellerde ölçülen deplasman miktarları

		Model 1			Model 2			Model 3			Model 4		
		poz	neg	Total	poz	neg	Total	poz	neg	Total	poz	neg	Total
Deplasman Vertikal	x	0,094	0,2	0,294	0,038	0,127	0,165	0,109	0,241	0,35	0,039	0,131	0,17
	y	0,095	0,188	0,283	0,061	0,089	0,15	0,101	0,233	0,334	0,059	0,091	0,15
	z	0,224	0,081	0,305	0,183	0,031	0,214	0,239	0,114	0,353	0,185	0,035	0,22
Deplasman Horizontal	x	0,137	0,792	0,929	0,011	0,135	0,146	0,154	1,085	1,239	0,005	0,133	0,138
	y	0,206	1,076	1,282	0,075	0,037	0,112	0,329	1,269	1,598	0,076	0,036	0,112
	z	0,485	1,214	1,699	0,047	0,021	0,068	0,501	1,44	1,941	0,05	0,021	0,071
Deplasman Oblik	x	0,168	0,826	0,994	0,016	0,285	0,301	0,11	1,122	1,232	0,003	0,282	0,285
	y	0,357	0,613	0,97	0,357	0,11	0,467	0,357	0,184	0,541	0,357	0,103	0,46
	z	0,135	0,422	0,557	0,185	0,037	0,222	0,045	0,149	0,194	0,185	0,042	0,227
Toplam		1,901	5,412	7,313	0,973	0,872	1,845	1,945	5,837	7,782	0,959	0,874	1,833

Çizelge 3.5. Modellerde ölçülen relatif deplasman farkları

	Model 1			Model 2			Model 3			Model 4		
	sağ	sol	Total	sağ	sol	Total	sağ	sol	Total	sağ	sol	Total
Vertikal	-0,016	-0,02	-0,036	-0,026	0,0075	-0,0185	-0,016	-0,01	-0,026	-0,012	0,005	-0,007
Horizontal	0,08	0,04	0,12	-0,009	0,011	0,002	0,185	-0,02	0,165	-0,002	0,002	0
Oblik	0,01	0,06	0,07	-0,055	0,025	-0,03	0,125	-0,02	0,105	-0,023	0,015	-0,008
Toplam	0,074	0,08	0,154	-0,09	0,0435	-0,0465	0,294	-0,05	0,244	-0,037	0,022	-0,015

4. TARTIŞMA

Le Fort I osteotomisi 1960'lı yıllarda Obwegeser tarafından tanıtılmış ortayüz deformitelerinin düzeltilmesi için kullanılan yaygın bir tekniktir. Yüz kontürlerini geliştirmek için, asimetrisi düzeltmek için ve hiperplazi, hipoplazi, obstrüktif uyku apnesi yada dudak damak yarığı olan hastalarda iyi bir oklüzyon sağlamakta en kullanışlı metottur. Kemik stabilizasyonu tel osteosentezi ve maksillo-mandibular fiksasyondan metal plakların, vidaların ve ikisinin kombinasyonunun kullanıldığı “rijit internal fiksasyon” olarak gelişmiştir. Bu internal fiksasyonun avantajları ameliyat sırasında sabit bir maksilla pozisyonu, maksillo-mandibular fiksasyondan kaçınabilmek yada fiksasyon süresini düşürebilmek ve uzun vadeli stabilite sağlayabilmektir. Artan bilgi ve birikim ile birlikte ortognatik cerrahi günümüzde birçok kompleks dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesinde güvenilir bir yöntem haline gelmiştir (Bothur ve ark., 1998). Maksillo-mandibular deformitelerin cerrahi tedavisinde kullanılan birçok teknik bulunmaktadır ve deformitelerin bulunduğu bölgelere göre değişkenlik göstermektedirler (Edwards ve ark., 2001; Egbert ve ark., 1995; Luyk ve Ward-Booth, 1985).

Vital doku ve organ sistemlerinde stres ve deplasman analizleri yapmak çok zor, çoğu zaman da imkansızdır. Bu sebepten ötürü bu tarz çalışmalar bilgisayar ortamında oluşturulan modeller üzerinde sanal olarak yapılır ve modeller gerçek doku ve organlara ne kadar benzer şekilde oluşturulursa elde edilecek analiz verileri bir o kadar gerçeğe yakın olacaktır. SEA'nın avantajları yanı sıra bazı dezavantajları da bulunmaktadır. SEA'nın lineer elastik bir stres analizi yöntemi olması bir dezavantaj olarak düşünülebilir. Çünkü, yapılar stres altındayken belli bir dereceye kadar elastik, sonrasında ise plastik deformasyon gösterirler. Diş hekimliğinde uygulanan kuvvetlerin derecesi sadece elastik deformasyon oluşturabilecek düzeydedirler. (De Vree ve ark., 1983; Farah ve Craigh, 1998; Jafari ve ark., 2003).

“SEA, karmaşık geometriye sahip yapılarda meydana gelen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde incelenmesine olanak sağlayan matematiksel bir yöntemdir. Yöntem, analizi yapılacak yapıların, asıllarına en yakın şekilde modellenmesi ve yapıların fiziksel özelliklerinin oluşturulan modellere yansıtılması ile oluşan stres değerlerinin gerçeğe en yakın şekilde hesaplanmasına olanak sağlamaktadır” (Ertem, 2010) Modellerin gerçeğe uygun ve sınır koşullarının doğru şekilde hazırlanmasının yanı sıra modellere binecek yüklerin de doğru şekilde belirlenmesi ve modellere yansıtılması gerekmektedir. Çalışmamızda kemik modelleri hasta BT’lerinden oluşturulmuş, plaklar ve vidalar ise örnek materyallerin taranması ile sisteme aktarılmıştır. Çiğneme kuvvetleri güncel literatürde de kullanılan Graf ve ark. (1974) çalışmasına göre belirlenmiştir (Li ve ark., 2013; Ma ve ark., 2014; Pektas ve Tonuk, 2014). Sınır koşulları belirlenirken ise kemik, plak ve vidalarda oluşan stresler belirleyebilmek için çiğneme kuvvetleri simüle edilmeye çalışılmış, bu amaçla sistem analiz yapılacak bölgelerden uzak noktalardan düzlemler oluşturularak sınırlandırılmıştır.

SEA’da modeller 2D veya 3D olarak oluşturulabilirler. 2D modellerin hazırlanması daha kolay olmasına rağmen gerçekteki kompleks problemleri çözmekte yetersiz kalmaktadır. Aynı zamanda oluşturulan 2D düzlemin dışındaki düzlemlerde oluşan stres ve deformasyonlar önemsiz kalmaktadır. Bu nedenle 2 boyutlu modeller basit analizler yapmakta kullanılmaktadır. Bu durum analizin maliyetini düşürdüğü gibi elde edilen analizlerin gerçeğe yakınlığını da azaltmaktadır. Bilgisayar sistemlerindeki gelişmeler 3D model oluşturmayı, maliyetli ve zaman alan bir işlem olsa da, elde edilen sonuçların gerçeğe yakınlığı bakımından avantajlı hale getirmiştir. Biyolojik dokulardaki dijital görüntüleme teknolojisindeki gelişmeler de SEA ile 3D modeller oluşturulmasını kolaylaştırmıştır. Bu sayede karmaşık geometriye sahip yapıların 3D modelleri gerçeğe yakın şekilde oluşturulabildiği ve analiz sonuçlarının daha güvenilir olduğu düşünülmektedir. (Borcic ve Braut, 2012). Çalışmamızda da en doğru sonuçları elde edebilmek amacıyla 3D modelleme kullanılmıştır.

Le Fort I osteotomisinde SEA ilk defa Nagasao ve ark. tarafından 2007’de fiksasyon vidalarının çapları ve stabilite arasındaki ilişkiyi gösteren çalışmalarında kullanılmıştır. Atac ve ark. (2008) ise Le Fort I osteotomisi ile maksillanın değişik repozisyonları sonrasında 2’li ve 4’lü plak fiksasyonlarını SEA ile karşılaştırdıkları 3 çalışma yayınlamışlardır. Çalışmalarında anterior piriformlarda posteriora bakan L plaklar ile, posterior zigomatik buttresslerde 4 delikli düz plaklar kullanmışlardır ve 2’li sistemde kemik, plak ve vidalarda daha çok stres oluştuğunu belirtmişlerdir.

Murray ve ark. (2003) retrospektif olarak Le Fort I osteotomisi sonrasında maksiller advancement yapılmış 32 hastada 2’li ve 4’lü plak sistemleri ile yapılmış fiksasyonları karşılaştırmışlardır. Araştırmanın sonucunda 2’li ve 4’lü plak sistemleri arasında postoperatif iskeletsel değişimler bakımından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yoon ve ark. (2005) maksiller vertikal hiperplazi ve mandibular retrognatizi olan 60 hastaya Le Fort I osteotomisi ve maksiller impaction, advancement yada setback prosedürleri yapmışlardır. Osteotomiler sadece anterior piriform aptureden bilateral olarak paslanmaz çelik tellerle transosseöz ve/yada 3 delikli titanyum miniplaklarla fikse edilmiş. Le Fort I osteotomisi maksiller impaction yada advancement ameliyatlarında sadece anterior fiksasyonla postoperatif iyi iskeletsel stabilizasyon sağlandığını belirtmişlerdir. Uçkan ve ark. (2009) Le Fort I maksiller advancement’ta titanyum ve rezorbe fiksasyon sistemlerini sonlu eleman analizi ile incelemişlerdir. 5mm maksiller advancement yapılmış sanal modelde 2 tane L plak kullanmışlardır. 44N, 125N insizör ve 250N molar çiğneme kuvveti altında test etmişlerdir. Araştırmanın sonucunda titanyum miniplak ve vidalar bütün kuvvetler altında stabil durduğu fakat rezorbe plak ve vida sistemlerinin 44N’dan yüksek insizör kuvvetlere karşı dayanıksız olduğunu belirtilmişlerdir.

Literatürde, maksiller deplasman konusunda sınırlı sayıda SEA çalışması olmasına rağmen, çalışmaların çoğunun da rapid palatal ekspansiyon (RPE) konusunda yoğunlaştığı görülmektedir. 2003 yılında yayınlanan

çalışmalarında, Jafari ve ark. (2003), hazırladıkları iskelet model üzerine transvers aparey simülasyonu yaparak, RPE vasıtasıyla iki taraftaki dişlerden her birinde 5mm deplasman olacak şekilde toplamda 10mm'lik deplasman sağlayıp; maksilla, zigomatik kemik, dentoalveoler segment ve sphenoid kemik gibi bölgelerdeki deplasmanları x, y ve z eksenleri üzerinde ayrı ayrı ölçmüşlerdir. Benzer bir çalışma yapan Gautam ve ark. (2009), suture palatina media üzerinde oluşturdukları 10mm'lik deplasmanı simüle ederek, farklı kemik yapılarında oluşan değişiklikleri incelemişlerdir. Boryor ve ark. (2008), benzer şekilde RPE uygulaması yaparak; önce aparey aktivasyonu ile oluşturdukları 100 σ'luk kuvvetle, sonra da dişlere verilen 0,5 mm'lik deplasman ile simüle ederek ölçüm yapmışlardır. Bahsi geçen çalışmalarda görüldüğü gibi, oluşturulan üç boyutlu yapıda, her üç ekseninde planlanan deplasman ölçümlerinde, ya bir referans noktasına verilen yer değiştirme miktarı ile ya da belirlenen referans noktasına uygulanan kuvvet değeri ile sağlanmıştır. Çalışmamızda referans noktasına verilen yer değiştirme miktarları kullanılarak maksilla deplasmanı incelenmiştir.

Çalışmamızda 2'li ve 4'lü plak sistemleri bulunan 4 model hazırlanmıştır. Model 1 de anteriorda 2 L plak, model 2 de 2 anterior ve 2 posteriorda L plaklar, model 3 anteriorda 2 Le Fort plağı, model 4 anteriorda 2 Le Fort plağı ve posteriorda 2 L plağı olacak şekilde hazırlanmıştır.

Vida-plak sistemlerinin uygulanması sırasındaki hatalar, kemiğin kalitesi ve ameliyat sonrasında ameliyat alanında oluşan stresler vida gevşemelerine sebep olabilmektedir. Aynı zamanda sıkışma stresleri sırasında kemikte rezorbsiyonlar oluşabilmektedir. SEA'da sıkışma gerilimleri minimum principal stres ile ifade edilmektedir. Çalışmamızdaki modeller minimum principal stresler açısından kıyaslandıklarında en fazla stresin 2 L plak kullanılan model 1'in balans tarafındaki plağın 3. vidasında biriktiği görülmüş, bunu 2 Le Fort plağı kullanılan model 3'ün balans tarafındaki plağın 9. vidası izlemiştir. Dolayısıyla öncelikle bu vidalarda gevşeme görülebileceği beklenmektedir. Model 1 ve model 3 sadece anterior piriformlardan L ve Le Fort plakları ile

fikse edilmiş modellerdir. Bu modellerde zigomatik buttresslere L plakları eklenerek model 2 ve model 4 elde edilmiştir. Model 2 ve model 4'teki baktığımızda en fazla stresin biriktiği vidaların değişmediği görülmektedir. Dolayısıyla 4'lü plak sistemleri kullanmak vidalardaki en fazla stres biriken noktaları değiştirmemekte ama bu vidalarda biriken stres miktarını nerdeyse yarı yarıya düşürmektedir. 2'li plak sistemleri kullanıldığında ise L plak yerine Le Fort plağı tercih edilmesi 9. vidada biriken stresi %21 oranında düşürdüğü görülmüştür. Bunun Le Fort plağında 11 vida kullanılması nedeniyle stres dağılımının daha fazla olduğu düşünülmektedir. Özellikle 2'li plak sistemlerinde her taraftaki yükleri sadece 1'er plak karşıladığı ve vidalarda gevşeme olmaması için fiksasyon ve vidalama sırasında en fazla özen bu modellerde gösterilmesi gerektiği düşünülmektedir.

Kemik gibi kırılgan sert dokularda kırılma riski değerlendirilirken gerilme streslerinden maksimum principal stres ve kemiğin esneme miktarı hakkında fikir verebilen deplasman parametreleri incelenmesi gerekir. Bu sebeple bu çalışmada fiksasyon bölgelerinde ve osteotomi hattı üzerindeki ince kortikal kemikte oluşabilecek kırılmaları değerlendirebilmek için maksimum principal stres ve deplasman parametreleri ölçülmüştür. Maksimum principal stresler bakımından modeller arasında yapılan karşılaştırmada en fazla stresin 2 L plak kullanılan model 1'de, özellikle balans tarafındaki plağın 3. vidası bölgesinde biriktiği, en az stresin 2 Le Fort ve 2 L plağın kullanıldığı model 4'te biriktiği görülmüştür. Deplasman miktarları açısından karşılaştırıldıklarında en fazla hareketin model 3'te ve %6 daha az hareket ile 2 L plak kullanılan model 1'in onu takip ettiği, en az hareket ise 2 Le Fort ve 2 L plağın kullanıldığı model 4'te olduğu ve %1.2 daha fazla hareket ile 4 L plak kullanılan model 2'nin onu takip ettiği görülmüştür. Bu iki parametre ışığında fiksasyon için 2 yerine 4 plak kullanmak biriken stresleri azaltarak kortikal kemikte en az kırılma riski oluşmasını sağladığı, anterior piriformlarda L plak ve Le Fort plağı kullanmak arasında kayda değer bir fark olmadığı düşünülmektedir.

Le Fort I osteotomisinin plaklarla fiksasyonu sonrası zaman içerisinde plaklarda kırılmalar yada deformasyonlar görülebilmektedir. SEA'da titanyum gibi bükülebilir materyallerde anlamlı veriler sunan en önemli parametre Von Mises stres değerleridir (O'brien, 1997). Çalışmamızdaki modellerde Von Mises stres oranları ölçümü sonrasında en yüksek streslerin 2 Le Fort plağı kullanılan model 3'ün fonksiyon tarafındaki plağında biriktiği, 2 Le Fort ve 2 L plak kullanılan model 4'te ise aynı plağın, yani fonksiyon tarafındaki anterior plağın, üstünde en az stres biriktiği görülmüştür. Plaklardaki ortalama Von Mises streslerine baktığımızda en yüksek değer 4 L plak kullanılan model 2'de bulunmuştur. Dolayısıyla 2'li plak sistemleri yerine 4'lü plak sistemleri tercih edilen fiksasyonlarda plaklarda oluşabilecek kırılma ve deformasyon riskini en aza indireceği düşünülmektedir. Le Fort plaklarındaki stres miktarları L plağa kıyasla daha yüksek çıkmıştır ve bütün plaklarda en yüksek stresler plakların dirsek bölümlerinde yoğunlaşmıştır. Çalışmamızdaki 8 mm dirsek uzantısı olan Le Fort plakların dirsek bölümleri prefabrik olarak bükülmüştür ve bu bölümlerde ekstra bükme işlemi yapılmamıştır. Araujo ve ark. (2015) çalışmalarında 10 mm dirsek uzantısı olan Le Fort plağı üzerinde prefabrik bükülen dirsek, bükme işlemi yapılmayan ilk 5 vidanın olduğu üst bölüm ve 90° bükme işlemi yapılan sol kanat olmak üzere 3 nokta belirleyerek, materyalin sertliğini ölçmüşlerdir ve sonuç olarak prefabrik bükülmüş olan dirsek bölümünün en sert kısım olarak ortaya çıktığını bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda plakların materyal bütünlükleri bakımından bir ölçüm yapılmadığı için Le Fort plağında kırılma ve deformasyon olma olasılığının daha yüksek olabileceğini söylemek tamamıyla doğru olmayacağını düşünmekteyiz.

Le Fort I osteotomisi sonrası hareketli segmentin iskeletsel fiksasyonu için bilateral olarak anterior piriform aperture ve posterior maksiller buttress bölgelerine titanyum miniplaklar konması literatürde tavsiye edilmektedir (Harris ve Hunt, 2009; Turvey ve Schardt-Sacco, 2000; Turvey ve White, 1991; Turvey ve White, 2003; Van Sickels, 1999; Wolford ve Fields, 1999). Sadece anterior piriform apertureye yerleştirilen miniplakların relapsı

engellemek için yeterli olup olmadığı bir tartışma konusudur. Aynı zamanda optimal sonuç için stabilite, plakları ideal yere yerleştirme, plakların sayısı ve boyutu da bir tartışma konusudur. SEA kullanılarak maksilla ve mandibulanın, plak ve vidaların ve vida-kemik arayüzünün oluşturulan sanal gerçeklik modeli ile plakların konumunun ve sayısının maksillanın relapsına nasıl bir etkide bulunacağı ön görülebilmektedir.

Le Fort I osteotomisi ve maksiller advancement prosedürü sonrası hastalarda relapsı ölçmek için SNA (sella, nasion, A noktası) noktaları kullanılmaktadır. Çalışmamızdaki modellerde bütün kafa modeli olmadığı için bu noktalar da bulunmamaktadır. Oluşabilecek relapsı ön görebilmek adına anterior piriformlarda, sağ ve sol olmak üzere osteotomi hattı üzerinde ikişer referans noktası belirlendi ve çiğneme kuvvetleri sırasında oluşan deplasman miktarları ölçüldü. Kemik gibi sert dokuların da bir esneme miktarı olduğu için iki segment arasındaki relatif deplasman farkları belirlendi. Bu doğrultuda modeller arasında yapılan karşılaştırmada en az relatif deplasman miktarları 2 Le Fort ve 2 L plak kullanılan model 4'te görülürken en fazla oranlar ise 2 Le Fort plağı kullanılan model 3'te ölçülmüştür. 2 L plak kullanılan model 1'deki relatif deplasman miktarları 4 L plak kullanılan model 2'ye göre daha fazla olduğu görülmüştür. Oluşabilecek relaps riski bakımından 2 plak yerine 4 plak kullanmak daha güvenilir olduğu, diğer taraftan 2'li plak sistemi tercih edilecekse Le Fort plağı yerine L plak kullanmanın daha güvenilir olduğu ön görülmektedir. Sadece 2 Le Fort plağı kullanılan modelde 2 L plağı kullanılan modele göre segmentler arası daha fazla hareketlenme olmasının Le Fort plağın L plağa göre daha ince olduğu için daha fazla esnemesine neden olduğunu düşünmekteyiz.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Spongiöz kemikte bulunan bütün stres değerleri, ön görüldüğü gibi kortikal kemiğe göre düşük bulunmuştur.

Spongiöz kemikteki en yüksek principal stresler vertikal çiğneme kuvvetleri sonucu, kortikal kemikte ise oblik çiğneme kuvvetleri sonucu oluşmaktadır.

2'li plak sistemleri kullanılan modellerde çiğneme kuvvetleri hareketli segmentin tek ekseninde deplasmanına yol açmamakta, bunun yerine anteriordaki plakların ekseninde hareketli segmentte rotasyonlara sebep olmaktadır. Bu sebeple plaklar direk kuvvetlere nazaran rotasyonel kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bu rotasyon miktarlarının damak kasları ve pterygoid arkası yumuşak dokuların esneme ve çekme kuvvetleri de göz önüne alınarak ileriki çalışmalarda değerlendirilmesi önerilmektedir.

SEA'da biyolojik dokulardaki bütün dinamiklerin modele aktarılması nerdeyse imkansız olduğundan bu çalışmadaki bulguların ve verilerin klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir. Bu nedenden ötürü bu çalışmadaki bulgular fiksasyon yöntemleri karşılaştırılarak değerlendirildiği ve anatomik varyasyonlar yüzünden oranlar hastadan hastaya değişebileceği için ortognatik cerrahide uygulamada fiksasyon yöntemi seçerken risk/maliyet değerlendirmesi yapılarak en uygun yöntem belirlenmelidir.

Le Fort I osteotomisi ile maksiller advancement operasyonlarında yapılan fiksasyonlarda 4'lü plak sistemleri kullanmanın daha güvenilir bir yöntem olduğu ortaya çıkmıştır. 2'li plak sistemleri kullanılacaksa L plak yerine Le Fort plağı kullanmanın nispetten daha iyi olduğu, 4'lü plak sistemlerinde ise L ve Le Fort plağı kullanılması arasında anlamlı bir fark oluşmadığı görülmüştür.

Çalışmamızda bulunan karşılaştırma değerleri ışığında fiksasyon yapılacak bölgenin anatomisine uygun, plaklarda bükme işlemi yaparak adaptasyon sağlamaya gerek kalmayacak, oluşan stresi kemik ve plaklarda eşit yayan değişik varyasyonlarda prefabrik plaklar üretilebilir. Bu sayede ameliyat süresi de azalacaktır, fakat bu durum materyallerin maliyetini artıracaktır.

Sonuç olarak, çalışmamız göstermiştir ki SEA yöntemi ile daha stabil ve düşük riskli fiksasyon yöntemi belirlenebilir ve daha değişik plak-vida sistemleri kullanarak daha optimal ve ideal fiksasyon yöntemleri bulunabilir.

ÖZET

Maksiller deformiteler üç farklı düzlemde de oluşabilir. Cerrahi prosedür her hastaya özgün şekilde planlandığı gibi Le Fort I osteotomisi ile maksilla superior, inferior, anterior, posterior yada transvers doğrultuda tek veya birden çok segment halinde hareket ettirilebilir. Ortognatik cerrahi sonrası segmentlerin stabilizasyonunu sağlamak için titanyum miniplak-vida sistemleri kullanılan rijit internal fiksasyon tercih edilmektedir. Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometriye sahip yapılarda özellikle canlı doku ve organlarda meydana gelen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde incelenmesine olanak sağlayan matematiksel bir yöntemdir.

Bu çalışmada değişik fiksasyonlardaki stres dağılımları ve optimal miniplak kullanımını belirleyebilmek için L ve Le Fort plaklarından oluşan 2'li ve 4'lü plak sistemlerinin kullanıldığı bilgisayar modelleri oluşturularak üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile karşılaştırılmıştır.

Analizler neticesinde en yüksek relatif deplasman miktarlarının, P_{min} ve Von Mises streslerinin 2 Le Fort plağı kullanılan modelde, en yüksek P_{max} streslerinin ise 2 L plağı kullanılan modelde olduğu görülmüştür.

Le Fort I osteotomisi ile maksiller advancement operasyonlarında yapılan fiksasyonlarda 4'lü plak sistemleri kullanmanın daha güvenilir bir yöntem olduğu ortaya çıkmıştır. 2'li plak sistemleri kullanılacaksa L plak yerine Le Fort plağı kullanmanın nispetten daha iyi olduğu, 4'lü plak sistemlerinde ise L ve Le Fort plağı kullanılması arasında anlamlı bir fark oluşmadığı görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Le Fort I, maksiller ilerletme, rijit fiksasyon, sonlu elemanlar analizi

SUMMARY

Comparison of biomechanic of veried plate fixation following Le Fort I osteotomy with maxillar advancement by finite element analysis.

Maxillary deformities can occur in three different planes. The surgical procedure is planned in unique form for each patient and by Le Fort I osteotomy, maxilla can be moved in one or more segments on superior, inferior, anterior, posterior or transverse direction. After orthognathic surgery, to ensure the stability of the segments; rigid internal fixation with titanium miniplate-screw systems is preferred. Finite Element Analysis is a mathematical method which allows to reveal tensile stress, compressive stress, and displacements especially occurring in living tissues and organs of structures which have complex geometries.

In this study, to determine the optimal stress distribution and miniplate utilization in different fixations, computer models were created consisting dual and quad plate systems made of L and Le Forte plates. And they were compared with the three-dimensional Finite Element Analysis method.

In the analysis results the highest relative amount of displacement, $P_{\min}$ and Von Mises stresses were observed in models with 2 Le Forte plates and the highest $P_{\max}$ stresses were observed in models with 2 L plates.

Usage of quad-plate systems proved to be a more reliable method for the fixation process of Le Fort I osteotomy with maxillary advancement procedure. It was seen that; if dual-plate systems are to be used, it is relatively better to use Le Forte plates instead of L plates, and in quad-plate systems no significant differences were seen between Le Forte and L plates.

Keywords: advancement, finite element analysis, Le Fort I, rigid fixation

KAYNAKLAR

- ADIGÜZEL, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme, bölüm 1: Dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi* **11**: 18-23.
- ANUSAVICE, K. J., SHEN, C. and RAWLS, H. R. (2012). Phillips' Science of Dental Materials: Elsevier Health Sciences.
- APPEL, T. R., POTZSCH, B., MULLER, J., VON LINDERN, J. J., BERGE, S. J. and REICH, R. H. (2002). Comparison of three different preparations of platelet concentrates for growth factor enrichment. *Clin Oral Implants Res* **13**: 522-8.
- ARAUJO, M. M., LAURIA, A., MENDES, M. B., CLARO, A. P., CLARO, C. A. and MOREIRA, R. W. (2015). Analysis of residual stress and hardness in regions of pre-manufactured and manual bends in fixation plates for maxillary advancement. *Oral Maxillofac Surg*.
- ASSUNCAO, W. G., BARAO, V. A., TABATA, L. F., GOMES, E. A., DELBEN, J. A. and DOS SANTOS, P. H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg* **20**: 1173-7.
- AUXHAUSEN, G. (1934). Behandlung veralterer disloziert geheimer oberkieferbrüche. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilk* **1**: 334-339.
- BAKER, D. L., STOELINGA, P. J., BLIJDORP, P. A. and BROUNS, J. J. (1992). Long-term stability after inferior maxillary repositioning by miniplate fixation. *Int J Oral Maxillofac Surg* **21**: 320-6.
- BALLENGER, J. J. (2003). Anatomy and physiology of the nose and paranasal sinuses. In: Ballenger's Otorhinolaryngology: Head and Neck Surgery, Ed.: J. J. Ballenger and J. B. Snow, 16th Ed., Spain: BC Decker, Chapter 26.
- BARNES, G. L., KOSTENUIK, P. J., GERSTENFELD, L. C. and EINHORN, T. A. (1999). Growth factor regulation of fracture repair. *J Bone Miner Res* **14**: 1805-15.
- BELL, W. H., FONSECA, R. J., KENNEKY, J. W. and LEVY, B. M. (1975). Bone healing and revascularization after total maxillary osteotomy. *J Oral Surg* **33**: 253-60.
- BERNARDES, S. R., DE ARAUJO, C. A., NETO, A. J., SIMAMOTO JUNIOR, P. and DAS NEVES, F. D. (2009). Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* **24**: 781-9.

- BLOOMQUEIST, D. S. and LEE, J. J. (2004). Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery, 2nd, Hamilton, Ont. ; London: B C Decker, Chapter 56.
- BORCIC, J. and BRAUT, A. (2012). Finite Element Analysis in Dental Medicine. In: Finite element analysis: New trends and developments, Ed.: F. Ebrahimi, Hirvatistan: INTECH Open Access Publisher, p. 5-8
- BORYOR, A., GEIGER, M., HOHMANN, A., WUNDERLICH, A., SANDER, C., MARTIN SANDER, F. and SANDER, F. G. (2008). Stress distribution and displacement analysis during an intermaxillary disjunction--a three-dimensional FEM study of a human skull. *J Biomech* **41**: 376-82.
- BOTHUR, S., BLOMQVIST, J. E. and ISAKSSON, S. (1998). Stability of Le Fort I osteotomy with advancement: a comparison of single maxillary surgery and a two-jaw procedure. *J Oral Maxillofac Surg* **56**: 1029-33.
- BROND, A. R. and RUBIN, T. C. (1990). Fracture Healing Surgery of the Musculoskeletal System, 2nd Ed., New York: Churchill Livingstone, p.:93-114.
- CAPUTO, A. A. and STANDLEE, J. P. (1987). Biomechanics in clinical dentistry, Illinois: Quintessence Publishing.
- CENTENO, C. R. and MAST, G. (2012). Le Fort I. In: Principles of Internal Fixation of the Craniomaxillofacial Skeleton: Trauma and Orthognathic Surgery, Ed.: M. Ehrenfeld, P. N. Manson and J. Prein: AO Foundation, p.: 388
- CHAO, C. K., HSU, C. C., WANG, J. L. and LIN, J. (2007). Increasing bending strength of tibial locking screws: mechanical tests and finite element analyses. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* **22**: 59-66.
- CHEUNG, L. K., YIP, I. H. and CHOW, R. L. (2008). Stability and morbidity of Le Fort I osteotomy with bioresorbable fixation: a randomized controlled trial. *Int J Oral Maxillofac Surg* **37**: 232-41.
- COHN-STOCK, G. (1921). Die chirurgische Immediatregulierung der Kiefer, speziell die chirurgische Behandlung der Prognathie. *Vjschr Zahnheilk Berlin* **37**: 320.
- COTRAN, R. S., KUMAR, V., COLLINS, T. and ROBBINS, S. L. (1999). Robbins Pathologic Basis of Disease, 6th Ed., London: WB Saunders Co.
- CRAIG, R. G. (1993). Restorative dental materials, St. Louis: Mosby Year Book Inc.
- CRUESS, R. L. (1984). Healing of bone tendon and ligament: Fractures, 2nd Ed., Philadelphia: Lippincott Co, p.:147-167.
- CRUESS, R. L. and DUMONT, J. (1975). Fracture healing. *Can J Surg* **18**: 403-13.

- DE VREE, J. H., PTRES, M. C. and PLASSCHAERT, A. J. (1983). A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structure. *J Oral Rehabil* **10**: 505-517.
- DE ZEEUW, L. M. and SCHEUNEMANN, O. (2009). Materials and instrumentation. In: *Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis: Microplates, Miniplates, and Screws*, Ed.: M. Champy, F. Haerle and B. C. Terry, 2nd Ed., Stuttgart: Thieme, p.: 32
- DOWLING, P. A., ESPELAND, L., SANDVIK, L., MOBARAK, K. A. and HOGEVOLD, H. E. (2005). LeFort I maxillary advancement: 3-year stability and risk factors for relapse. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **128**: 560-7; quiz 669.
- EDWARDS, R. C., KIELY, K. D. and EPPLEY, B. L. (2001). Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: experience in 20 consecutive cases. *J Oral Maxillofac Surg* **59**: 271-6.
- EGBERT, M., HEPWORTH, B., MYALL, R. and WEST, R. (1995). Stability of Le Fort I osteotomy with maxillary advancement: a comparison of combined wire fixation and rigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg* **53**: 243-8; discussion 248-9.
- ERTEM, S. Y. (2010). Eğimli ve köşeli yapılan marjinal mandibulektominin kuvvet iletimine etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Başkent Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara.
- FARAH, J. W. and CRAIGH, R. G. (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**: 197-201.
- FRIEDMAN, C. D. (2008). Basic principles of craniofacial bone healing and repair. In: *Facial Plastic and Reconstructive Surgery*, Ed.: I. D. Papel, J. L. Frodel, G. R. Holt et al., 3rd Ed., New York: Thieme, Chapter 66.
- GAUTAM, P., VALIATHAN, A. and ADHIKARI, R. (2009). Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **135**: 507-15.
- GENÇOĞLAN, S. (2014). Ratlarda Deneysel Olarak Oluşturulan Kritik Boyutlu Kemik Defektlerine Uygulanan Sığır Kaynaklı Demineralize Kemik Greftinin Kemik İyileşmesine Olan Etkisinin Otojen, Allojenik ve Sentetik Greftlerle Karşılaştırılmasının Histomorfometrik Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas.
- GRAF, H., GRASSL, H. and J, A. H. (1974). METHOD FOR MEASUREMENT OF OCCLUSAL FORCES IN 3 DIRECTIONS. *Helvetica Odontologica Acta* **18**: 7-11.

- GÜLAY, G. (2010). Farklı destek ve konnektor tasarımlarının üç üyeli posterior zirkonyum köprüler üzerindeki stres etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- HARRIS, M. and HUNT, N. (2009). Ortognatik Cerrahinin Temelleri, A. Apaydın, İstanbul: İstanbul Medikal Yayıncılık, s.: 127.
- JAFARI, A., SHETTY, K. S. and KUMAR, M. (2003). Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces: a three-dimensional FEM study. *Angle Orthod* **73**: 12-20.
- JHON, B. (2010). Surgical Anatomy of the Maxillofacial Region. In: Surgical correction of facial deformities, Ed.: V. Mani: JP Medical Ltd, 34
- JO, C., UEECK, B. A. and OSBORN, T. M. (2008). Maxillary orthognathic surgery. In: Clinical Review of Oral and Maxillofacial Surgery, Ed.: S. C. Bagheri and C. Jo, USA: Elsevier Health Sciences, p.: 216
- JUNQUEIRA, L., CARNEIRO, J. and KELLEY, R. (1998). Basic histology text & atlas.
- KALFAS, I. H. (2001). Principles of bone healing. *Neurosurgical focus* **10**: 1-4.
- KELLER, E. E. and REBELLATO, J. (2000). Maxillary quadrangular lefort I and quadrangular lefort II osteotomy. In: Fonseca Oral and Maxillofacial Surgery, Vol. 2, Ed.: R. J. Fonseca, Philadelphia: Saunders Comp., p. 260-281
- KESKIN, A. (1990). Oral-dental implantlar üzerine bir araştırma. Doktora Tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- KEYAK, J. H., FOURKAS, M. G., MEAGHER, J. M. and SKINNER, H. B. (1993). Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *J Biomed Eng* **15**: 505-9.
- KEYAK, J. H., MEAGHER, J. M., SKINNER, H. B. and MOTE, C. D., JR. (1990). Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng* **12**: 389-97.
- LANDES, C. A., BALLON, A. and SADER, R. (2007). Segment stability in bimaxillary orthognathic surgery after resorbable Poly(L-lactide-co-glycolide) versus titanium osteosyntheses. *J Craniofac Surg* **18**: 1216-29.
- LE FORT, R. (1901). Etude experimentale sur les fractures de la machoire superieure. *Rev Chir* **23**: 360.

- LEE, J. J. (2009). Maxillary osteotomies: Le Fort I osteotomy. In: Oral and Maxillofacial Surgery: Orthognathic surgery, esthetic surgery, cleft and craniofacial surgery, Vol. III, Ed.: R. J. Fonseca, R. D. Marciani and T. A. Turvey, Ed. 2, USA: Saunders/Elsevier, p.: 182
- LI, Y., SHUANG LIU, Z., MING BAI, X. and ZHANG, B. (2013). Investigation of the effects of graded models on the biomechanical behavior of a bone-dental implant system under osteoporotic conditions. *Pak J Med Sci* **29**: 619-24.
- LOUIS, P. J., WAITE, P. D. and AUSTIN, R. B. (1993). Long-term skeletal stability after rigid fixation of Le Fort I osteotomies with advancements. *Int J Oral Maxillofac Surg* **22**: 82-6.
- LOWRY, L. D. and ONART, S. (2003). Anatomy and physiology of the oral cavity and pharynx. In: Ballenger's Otorhinolaryngology: Head and Neck Surgery, Ed.: J. J. Ballenger and J. B. Snow, 16th Ed., Spain: BC Decker, Chapter 43.
- LUPORI, J., KEWITT, J. and VAN SICKELS, J. E. (2000). Bilateral sagittal split osteotomy: Advancement and setback. In: Fonseca Oral and Maxillofacial Surgery, Vol. 2, Ed.: R. J. Fonseca, Philadelphia: Saunders Comp., p. 297-311
- LUYK, N. H. and WARD-BOOTH, R. P. (1985). The stability of Le Fort I advancement osteotomies using bone plates without bone grafts. *J Maxillofac Surg* **13**: 250-3.
- MA, P., XIONG, W., TAN, B., GENG, W., LIU, J., LI, W. and LI, D. (2014). Influence of thread pitch, helix angle, and compactness on micromotion of immediately loaded implants in three types of bone quality: a three-dimensional finite element analysis. *Biomed Res Int* **2014**: 983103.
- MALIK, N. A. (2012). Textbook of oral and maxillofacial surgery, 3rd Ed., New Delhi: Jaypee Brothers Publishers, p.:348, 631.
- MANI, V. (2010a). Surgical treatment. In: Surgical Correction of Facial Deformities, Ed.: V. Mani, New Delhi: JP Medical Ltd, p.: 101
- MANI, V. (2010b). Treatment planning. In: Surgical Correction of Facial Deformities, Ed.: V. Mani, New Delhi: JP Medical Ltd, p.: 67
- MAURER, P., HOLWEG, S. and SCHUBERT, J. (1999). Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg* **27**: 365-72.
- MAURER, P., SCHUBERT, J. and HOLWEG, S. (2001). Finite element analysis of a tandem screw configuration in sagittal split osteotomy using biodegradable osteosynthesis screws. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* **16**: 300-4.

- MEUTEN, J. E. K., POWERS, K., FROST, D. E. and D, K. B. (2013). Applied Surgical Anatomy of the Head and Neck. In: Oral and Maxillofacial Trauma, Ed.: R. J. Fonseca, H. D. Barber, M. P. Powers and D. E. Frost, 4th Ed.: Elsevier Health Sciences, 180
- MOORE, F. and WARD, T. (1949). Complications and sequelae of untreated fractures of the facial bones and their treatment. *Plastic and Reconstructive Surgery* **4**: 570.
- MURRAY, R. A., UPTON, L. G. and ROTTMAN, K. R. (2003). Comparison of the postsurgical stability of the Le Fort I osteotomy using 2- and 4-plate fixation. *J Oral Maxillofac Surg* **61**: 574-9.
- NAZERANI, S. (2013). Microsurgical Reconstruction of Maxillary Defects. In: A Textbook of Advanced Oral and Maxillofacial Surgery, Ed.: M. H. K. Motamedi: InTech, 502
- O'BRIEN, W. J. (1997). Dental materials and their selection, Michigan: Quintessence Publ.
- OBWEGESER, H. L. (1969). SURGICAL CORRECTION OF SMALL OR RETRODISPLACED MAXILLAE The" Dish-face" Deformity. *Plastic and reconstructive surgery* **43**: 351-365.
- PEKTAS, O. and TONUUK, E. (2014). Mechanical design, analysis, and laboratory testing of a dental implant with axial flexibility similar to natural tooth with periodontal ligament. *Proc Inst Mech Eng H* **228**: 1117-25.
- PERCIACCANTE, V. J. and BAYS, R. A. (2004). Maxillary orthognathic surgery. *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery* **2**: 1179-1204.
- PILITSIS, J. G., LUCAS, D. R. and RENGACHARY, S. R. (2002). Bone healing and spinal fusion. *Neurosurgical focus* **13**: 1-6.
- PREIN, J. and BERTON, A. R. (1998). Scientific and techical Background. In: Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton, Ed.: J. Prein, 1st Ed., Berlin: Springer-Verlag Comp., Chapter 1.
- PROFFIT, W. R., PHILLIPS, C., PREWITT, J. W. and TURVEY, T. A. (1991a). Stability after surgical-orthodontic correction of skeletal Class III malocclusion. 2. Maxillary advancement. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* **6**: 71-80.
- PROFFIT, W. R., PHILLIPS, C. and TURVEY, T. A. (1991b). Stability after surgical-orthodontic corrective of skeletal Class III malocclusion. 3. Combined maxillary and mandibular procedures. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* **6**: 211-25.

- PROFFIT, W. R., TURVEY, T. A. and PHILLIPS, C. (1996). Orthognathic surgery: a hierarchy of stability. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* **11**: 191-204.
- SCHUCHARDT, K. (1959). Experiences with the surgical treatment of deformities of the jaws: prognathia, micrognathia and open bite. Second Congress of International Society of Plastic Surgeons, E. & S. Livingstone London.
- SHIFFMAN, M. A. and DI GIUSEPPE, A. (2013). Cosmetic surgery : art and techniques, Heidelberg ; New York: Springer.
- SICHER, H. and DUBRUL, E. L. (1975). Oral anatomy, 6th, Saint Louis: Mosby.
- SONUGELEN, M. and ARTUNÇ, C. (2002). Ağız Protezleri ve Biyomekanik, İzmir: Ege Ün. Dişhek. Fak. Yayınları.
- STEARNS, J., FONSECA, R. and SAKER, M. (2000). Revascularization and healing of orthognathic surgical procedures. *Oral and maxillofacial surgery. Philadelphia, Pa: WB Saunders Co.*
- TERHEYDEN, H. and CHAMPY, M. (2009). Titanium plate removal: yes or no? In: Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis: Microplates, Miniplates, and Screws, Ed.: M. Champy, F. Haerle and B. C. Terry, 2nd Ed., Stuttgart: Thieme, p.: 202
- TUCKER, M. R. and OCHS, M. W. (2003). Correction of dentofacial deformities. In: Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery, Ed.: L. J. Peterson, E. Ellis, J. R. Hupp and M. R. Tucker, 4th Ed., St. Louis: Mosby, p.: 580
- TURVEY, T. A. and SCHARDT-SACCO, D. (2000). Le Fort I Osteotomy. In: Oral and Maxillofacial Surgery: Orthognathic surgery, Vol. I, Ed.: R. J. Fonseca, N. J. Betts and T. A. Turvey, USA: Saunders/Elsevier, p.: 232-247
- TURVEY, T. A. and WHITE, R. P. (1991). Maxillary surgery. In: Surgical-Orthodontic Treatment, Ed.: W. R. Proffit and R. P. White, USA: Mosby Inc, Chapter 8.
- TURVEY, T. A. and WHITE, R. P. (2003). Maxillary Surgery. In: Contemporary treatment of dentofacial deformity, Ed.: W. R. Proffit, R. P. White and D. M. Sarver, Ed. 1, St Louis, Mo: Mosby, p.: 297-298
- UCKAN, S., VEZIROGLU, F., SOYDAN, S. S. and UCKAN, E. (2009). Comparison of Stability of Resorbable and Titanium Fixation Systems by Finite Element Analysis After Maxillary Advancement Surgery. *Journal of Craniofacial Surgery* **20**: 775-779.
- VAN SICKELS, J. E. (1999). Stability in Orthognathic Surgery. In: Maxillofacial surgery, Vol. 1, Ed.: P. W. Booth, S. A. Schendel and J. E. Hausamen: Churchill Livingstone, p.: 1298-1299

- VAN SICKELS, J. E. and KUSHNER, G. (2012). Definitions, diagnosis, and treatment planning. In: *Principles of Internal Fixation of the Craniomaxillofacial Skeleton: Trauma and Orthognathic Surgery*, Ed.: M. Ehrenfeld, P. N. Manson and J. Prein: AO Foundation, p.: 332
- VOLLMER, D., MEYER, U., JOOS, U., VEGH, A. and PIFFKO, J. (2000). Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg* **28**: 91-6.
- WAGNER, A., KRACH, W., SCHICHO, K., UNDT, G., PLODER, O. and EWERS, R. (2002). A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **94**: 678-86.
- WASMUND, M. (1935). Die Formveränderung der Kiefer. *Lehrbuch der praktischen Chirurgie des Mundes und der Kiefer*, Bd 1: 283.
- WHEELER, R. C. (1974). *Dental anatomy, physiology, and occlusion*, 5th, Philadelphia,: Saunders.
- WILLMAR, K. (1974). On Le Fort I osteotomy; A follow-up study of 106 operated patients with maxillo-facial deformity. *Scand J Plast Reconstr Surg* **12**: suppl 12:1-68.
- WOLFORD, L. M. and FIELDS, R. T. (1999). Surgical planning. In: Maxillofacial Surgery, Ed.: P. W. Booth, S. A. Schendel and J. E. Hausamen, London: Churchill-Livingstone, p.: 1205-1257
- WOLFORD, L. M., STEVAO, E. L. L., ALEXANDER, C. M., GONCALVES, J. R. and RODRIGUES, D. B. (2011). Orthodontics for orthognathic surgery. In: Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery, Ed.: M. Miloro, G. Ghali, P. Larsen and P. Waite, 3rd Ed.: PMPH-USA, p.: 1289
- YOON, H. J., REBELLATO, J. and KELLER, E. E. (2005). Stability of the Le Fort I osteotomy with anterior internal fixation alone: a case series. *J Oral Maxillofac Surg* **63**: 629-34.
- ZAİMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, E. and AKSU, L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi, Ankara: AÜ Basımevi.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı : Önel
Soyadı : YILDIZ
Doğum yeri ve tarihi : Tiran/ARNAVUTLUK, 06.08.1984
Uyruğu : T.C.
Medeni durumu : Evli
Askerlik durumu : Yapıldı
İletişim adresi ve telefonu : Y.Bahçelievler mah. 76. sok. No: 34/7
Çankaya/ANKARA Tel: 0505 677 55 18
E-posta : onelyildiz@yahoo.com

II. Eğitimi

2010 - 2015 : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve
Çene Cerrahisi ABD, Ankara
2003 - 2008 : İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul
2000 - 2003 : Akyazı Anadolu Lisesi, Akyazı/Sakarya
1997 - 2000 : Atike Hanım Anadolu Lisesi, Hendek/Sakarya
Yabancı Dil : İngilizce (IELTS: 7)
Arnavutça (ileri seviye)
İsveççe (giriş seviyesi)

III. Ünvanları

2008 : Diş Hekimi
2015 : PhD

IV. Mesleki Deneyimi

2010 - 2011 : T.C. Kocaeli Körfez Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi, Körfez/
Kocaeli
2009 - 2010 : İstanbul Hospital, İkitelli/İstanbul

V. Bilimsel İlgi Alanları

A. Ulusal Hakemli Dergilerde Yayınlanan Makaleler

1. TURGUT, S., YURTTUTAN, M. E., YILDIZ, Ö., KORTMAZ, A., KARAAHMETOĞLU, Ö., TÜZÜNER ÖNCÜL, A. M. (2015), Temporomandibular eklem disfonksiyonunun cerrahi tedavisi: olgu raporu, *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, yayına kabul edildi.

B. Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Poster Bildirileri

1. Önel Yıldız, Oya Barut,Ü. Begüm Efes, Lifelong learning and multidiciplinary study awareness of dental doctorate students in Istanbul, 36th Annual Meeting of The Association for Dental Education in Europe (ADEE), 25-28 August 2010, Amsterdam, Holland.
2. Oya Barut, O. Magnus Johansson, Önel Yıldız, Computer literacy and attitudes among dental students in Istanbul, 36th Annual Meeting of The Association for Dental Education in Europe (ADEE), 25-28 August 2010, Amsterdam, Holland.

C. Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Sözlü Bildiriler

1. Abbascan Kortmaz, Merve N. Kadioğlu, Özün Karaahmetoğlu, Eda Naifoğlu, Önel Yıldız, Ayşegül Mine Tüzüner Öncül, **Can implants be done in medically compromised patients?** 8th ACBID International Conference, 28 May-1 Jun 2014, Antalya, Turkey.
2. Didem Aktan, Önel Yıldız, **Neden Diş Hekimliğini Seçtim?**, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Öğrenci Araştırma Kulübü 13. Bilimsel Toplantısı, 3-4 Ekim 2005, İstanbul Türkiye.
3. Önel Yıldız, Didem Aktan, **Neden Diş Hekimliğini Seçtim?**, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Öğrenci Araştırma Kulübü 12. Bilimsel Toplantısı, 13 Ekim 2004, İstanbul Türkiye.

VI. Bilimsel Etkinlikleri

Katıldığı Bilimsel Sempozyum ve Kongreler:

1. 9th ACBID International Conference, 27-31 May 2015, Antalya, Turkey
2. 8th ACBID International Conference, 28 May-1 Jun 2014, Antalya, Turkey
3. 20th TAOMS International Congress, 19-23 May 2013, Antalya, Turkey.
4. 2nd BAMFS Congress and 5th ACBID International Conference in conjunction with Pan Arab Society of Oral and Maxillofacial Surgery and in conjunction with 7th International Congress of Iranian Oral and Maxillofacial Surgery, 25-29 May 2011, Antalya, Turkey.

5. 36th Annual Meeting of The Association for Dental Education in Europe (ADEE), 25-28 August 2010, Amsterdam, Holland.
6. Oral Cerrahi Derneği'nin VIII. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 24-29 Mayıs 2008, Bodrum, Türkiye.
7. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Öğrenci Araştırma Kulübü 13. Bilimsel Toplantısı, 3-4 Ekim 2005, İstanbul, Türkiye.
8. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Öğrenci Araştırma Kulübü 12. Bilimsel Toplantısı, 13 Ekim 2004, İstanbul Türkiye.

VII. Diğer Bilgiler

1. Deney Hayvanları Kullanım Sertifikası (İ.Ü. Deneysel Tıp Araştırma Enstitüsü – DETAM), 2005.
2. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Öğrenci Araştırma Kulübü Yönetim Kurulu Üyesi, 2004-2006.
3. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Öğrenci Araştırma Kulübü 13. Bilimsel Toplantısı, 3-4 Ekim 2005, İstanbul, Türkiye, toplantı organizasyonu.
4. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Öğrenci Araştırma Kulübü 12. Bilimsel Toplantısı, 13 Ekim 2004, İstanbul Türkiye, toplantı organizasyonu.