

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**LE FORT I OSTEOTOMİSİ İLE AŞAĞI YÖNDE
KONUMLANDIRILAN MAKSİLLANIN FİKSASYONUNDA
KULLANILAN ÜÇ FARKLI FİKSASYON SİSTEMİNİN
BİYOMEKANİK DAVRANIŞININ SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAZIRLAYAN

GÜNDÜZ CAN GÜRLEK

DOKTORA TEZİ

ANKARA – 2025

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**LE FORT I OSTEOTOMİSİ İLE AŞAĞI YÖNDE
KONUMLANDIRILAN MAKSİLLANIN FİKSASYONUNDA
KULLANILAN ÜÇ FARKLI FİKSASYON SİSTEMİNİN
BİYOMEKANİK DAVRANIŞININ SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**HAZIRLAYAN
GÜNDÜZ CAN GÜRLEK**

DOKTORA TEZİ

**TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. SEÇİL ÇUBUK**

ANKARA – 2025

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde Gündüz Can Gürlek tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 28/07/2025

Tez Adı: Le Fort I Osteotomisi ile aşağı yönde konumlandırılan maksillanın fiksasyonunda kullanılan üç farklı fiksasyon sisteminin biyomekanik davranışının sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

Yasemin TEMER, Yardımcı Doçent, Başkent Üniversitesi
Hüseyin N. HANCI, Doçent, Başkent Üniversitesi
Murat ALKAYA, Doçent, Başkent Üniversitesi

ONAY

Enstitü Müdürü

Tarih: 28 / 07/ 2025

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: 08/07/2025

Öğrencinin Adı, Soyadı: Gündüz Can Gürlek

Öğrencinin Numarası: 21910083

Anabilim Dalı: Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Programı: Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı: Doç. Dr. Seçil Çubuk

Tez Başlığı: Le Fort I Osteotomisi ile aşağı yönde konumlandırılan maksillanın fiksasyonunda kullanılan üç farklı fiksasyon sisteminin biyomekanik davranışının sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 69 sayfalık kısmına ilişkin, 08/07/2025 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı %7'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:.....

ONAY

Tarih: 08/ 07/ 2025

TEŞEKKÜR

Diş hekimliği ve doktora öğretim sürem boyunca engin tecrübelerinden çokça yararlandığım çok değerli hocam Prof. Dr. Kenan Araz'a,

Doktora sürecim boyunca bana sürekli sabır ve itina ile yaklaşan desteğini her daim arkamda hissettiğim danışman hocam Doç. Dr. Seçil Çubuk'a,

Gerek fakültede gerekse fakülte dışarısında tecrübeleri ve enerji dolu ruhu ile yardımlarını esirgememiş Doç. Dr. Nur Altıparmak'a,

Öğretmekten hiçbir zaman imtina etmemiş ve hiçbir bilgisini esirgemeyerek nazik bir biçimde bizi sürekli destekleyen Prof. Dr. Sıdika Sinem Akdeniz'e,

Ne zaman gerek mesleki gerek sivil yaşantımla ilgili danışma ihtiyacı hissettiğimde bana destek olacaklarını bildiğim Mikail Kadyrov, Esra Beyler ve Ezgi Ergezen Arık'a,

Zor ve mutlu günlerimi beraber geçirdiğim her koşulda yanımda olan ve bu süreçte beni hiç yalnız bırakmayan kıymetli eşkıdemlim Gaye Mısırlıoğlu başta olmak üzere; Selen Onat Kayıkçı ve Sarp Gündemir ve tanımaktan mutlu olduğum tüm asistan arkadaşlarıma,

Bu süreçte sevgisiyle beni motive eden ve zor zamanlarımda yanımda olup desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen Özge Karaçal'a

Beni bu günlere getiren, iyi bir insan ve hekim olma konusunda yolumdan şaşmayacağımı bana anlatan babam Mehmet Gürlek'e, benimle beraber sevinen ve benimle beraber üzülen beni her daim koruyan ve kollayan annem Taylan Gürlek'e, sevgisini her daim yanımda hissettiğim biricik kardeşim Çınar Gürlek'e ve maddi manevi her zaman arkamda olup bana yol gösteren amcam Prof. Dr. Cahit Gürlek ve Fikriye Gürlek'e,

Hem lisans eğitimimde hem de doktora eğitimimde sayısız anı biriktirdiğim arkadaşım İrem Büyükkates'e,

Her daim minnetlerimi ve teşekkürlerimi sunmayı bir borç bilirim.

ÖZET

Gündüz Can Gürlek, Le Fort 1 ostetomisi ile aşağı yönde konumlandırılan maksillanın fiksasyonunda kullanılan üç farklı fiksasyon sisteminin biyomekanik davranışının sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı, Doktora Tezi, 2025

Amaç: Bu çalışmanın amacı Le Fort 1 osteotomisi sonrası aşağı yönde konumlandırılan maksillada üç farklı fiksasyon tipi ile maksilla fiksasyonundan sonraki biyomekanik davranışların sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Bu sonlu elemanlar analizi çalışması Başkent Üniversitesi ve Tinus Technologies işbirliği ile gerçekleştirilmiş olup, standart bir insan kafatası bilgisayar ortamında modellenerek (Altair Evolve, USA) üç farklı fiksasyon sistemi tek parça plak, L plak ve prebent plak olacak şekilde ve kemik segmentlerinin arasında iliak kemik greft fikse edilecek şekilde modellenerek sonlu elemanlar analizi ile biyomekanik değerlendirilmesi yapılmıştır.

Bulgular: Kullanılan üç farklı fiksasyon sisteminde plakların ve vidaların stresleri, segmentlerin yer değiştirmesi, kullanılan iliak greft ve fikse edilen vidaların çevresindeki basma ve çekme gerilmeleri ölçümlenmiştir. En düşük segment hareketliliği tek parça plak sisteminde görülürken en yüksek prebent plak sisteminde bulunmuştur. Yine plak ve vidalardaki Von Mises stresleri en düşük tek parça plakla fiksasyon yapılan sistemde gözlemlenmiştir.

Vidalara komşu kortikal kemikteki en yüksek Pmax değeri prebent plakta en düşük L plakta hesaplanmıştır. Pmin değerleri ise L plakta gözlenmiştir.

Greft üzerindeki streslere bakıldığında ise en düşük Pmin değerleri tek parça plak sisteminde bulunmuştur.

Sonuç: Segment stabiliteleri, vida ve plak stres değerleri olarak en düşük değerleri tek parça plak sistemi göstermiştir. Greftlerdeki basma gerilimlerinde en yüksek değerleri

gösterse de bu kemikte rezorbsiyon yapacak seviyede olmamasına rağmen kortikal kemik grefti kullanımında dikkatli olunmalıdır.

Anahtar Kelimeler: hastaya özgü fiksasyon plakları; ortognatik cerrahi; relaps

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir (Proje no: D-KA22/19).



ABSTRACT

Gündüz Can Gürlek, Finite Element Analysis of the Biomechanical Behavior of Three Different Fixation Systems Used for Maxillary Downward Repositioning in Le Fort I Osteotomy, Başkent University Institute of Health Sciences PhD Programme of Oral and Maxillofacial Surgery, PhD Thesis, 2025

Aim: The aim of this study was to evaluate, by finite element analysis, the biomechanical behavior of three different fixation types used for fixation of the maxilla following downward repositioning in Le Fort I osteotomy.

Materials and Methods: This finite element analysis was conducted in collaboration with Başkent University and Tinus Technologies. A standard human skull model was created in a computer environment (Altair Evolve, USA), and three different fixation systems—single-piece plate, L-plate, and prebent plate—were modeled. An iliac bone graft was fixed between the bony segments, and the biomechanical evaluation was performed by finite element analysis.

Results: In all three fixation systems, stresses in plates and screws, segment displacements, and compressive and tensile stresses around the iliac graft and the adjacent screws were measured. The single-piece plate system exhibited the lowest segment mobility, whereas the prebent plate system showed the highest. Likewise, Von Mises stresses in plates and screws were lowest in the single-piece plate fixation. The highest Pmax value in the cortical bone adjacent to the screws was observed in the prebent plate system and the lowest in the L-plate system; Pmin values were highest with the L-plate. Regarding graft stresses, the lowest Pmin values were found in the single-piece plate system.

Conclusion: Among the three systems, the single-piece plate demonstrated the lowest values for segment stability and screw and plate stresses. Although it produced the highest compressive stresses in the graft, these values did not reach levels known to induce bone resorption; nevertheless, caution is advised when using cortical bone grafts.

Keywords: patient spesific plates; orthognatic surgery; relapse

This study was approved by Baskent University Institutional Review Board and supported by Baskent University Research Found (Project no: D-KA22/19).



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Maksilla Anatomisi	4
2.2. Ortognatik Cerrahi Tarihçesi.....	6
2.3. Le Fort 1 Osteotomi Tekniği.....	7
2.4. Biyomekanik Tanımlar.....	7
2.4.1. Kuvvet	7
2.4.2. Stres	7
2.4.3. Von misses stresi.....	8
2.4.4. Gerinim	8
2.4.5. Elastisite modülü	8
2.4.6. Poisson oranı.....	9
2.4.7. Homojenite.....	9
2.4.8. İzotropi	9
2.4.9. Lineer elastisite	9
2.5. Sonlu Elemanlar Analizi(Fem)	10
2.6. Üç Boyutlu Baskı.....	11
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	12
3.1. Kortikal Kemik ve Trabekuler Kemikğin Modellenmesi	12
3.2. Plakların, Vidaların Ve Greftin Modellenmesi Ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması.....	14
3.3. Cerrahi Hareketler	19
3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi.....	19
3.5. Malzeme Tanımları.....	20

3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları.....	21
3.7. Kuantitatif Model Bilgileri.....	24
3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu.....	24
4. BULGULAR	25
4.1. Yer Değiştirme Analizleri	25
4.1.1. Tek parça plak fiksasyonu - oblik yük altında yer değiştirme analizi ...	25
4.1.2. Tek parça plak fiksasyonu - vertikal yük altında yer değiştirme analizi.....	27
4.1.3. L plak fiksasyonunda oblik kuvvetler altındaki yer değiştirme analizleri.....	29
4.1.4. L plak fiksasyonu - vertikal kuvvetler altındaki yer değiştirme analizleri.....	31
4.1.5. Prebent plak fiksasyonu - oblik kuvvetler altında yer değiştirme analizi görselleri.....	33
4.1.6. Prebent plak fiksasyonu - vertikal kuvvetler altındaki yer değiştirme analizi görselleri.....	35
4.2. Vidalardaki Stres Analizleri	39
4.2.1. Tek parça plak sistemindeki vidalardaki stres değerleri	39
.....	40
4.2.2. L plak fiksasyonundaki vida stresleri.....	41
4.2.3. Prebent plak fiksasyonundaki vida stresleri.....	43
4.3. Plaklar Üzerindeki Von Mises Gerilmeleri	46
4.3.1. Tek parça plaklar üzerindeki von mises gerilmeleri	46
4.3.2. L plaklar üzerindeki von mises gerilmeleri	47
4.3.3. Prebent plaklar üzerindeki von mises gerilmeleri	48
4.4. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilim Değerleri... 50	
4.4.1. Tek parça kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri	50
4.4.2. L Plaklarda Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilim Değerleri.....	52
4.4.3. Prebent plaklarda kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri.....	55
4.5. Graftler üzerindeki maksimum ve minimum asal stres değerleri.....	58
5. TARTIŞMA.....	64

6. SONUÇ VE ÖNERİLER	72
KAYNAKLAR.....	73



TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1. Malzeme özellikleri.....	20
Tablo 3.2. Döğüm ve eleman sayıları.....	24
Tablo 4.1. Tek parça plaklardaki oblik yükler altındaki yer değıştirme değeri 26	
Tablo 4.2. Tek parça plaklardaki vertikal yük altındaki yer değıştirme değeri.....	28
Tablo 4.3. L plaklardaki oblik kuvvetler altındaki yer değıştirme değeri.....	30
Tablo 4.4. L plaklardaki vertikal kuvvetler altındaki yer değıştirme değeri.....	32
Tablo 4.5. Prebent plaklardaki oblik yükler altındaki yer değıştirme değeri.....	35
Tablo 4.6. Prebent plaklarda vertikal yükteki yer değıştirme değeri 37	
Tablo 4.7. Ortalama yer değıştirme miktarları 37	
Tablo 4.8. Tek parça plaklardaki vidaların Von Mises stres değeri.....	40
Tablo 4.9. L plaktaki vidaların Von Mises stres değeri. 42	
Tablo 4.10. Prebent plaklarda kullanılan vidalardaki Von Mises gerilmeleri 44	
Tablo 4.11. Yük yönüne göre plak tiplerinin ortalama vida gerilmeleri (MPa).....	44
Tablo 4.12. Tek parça plaklardaki en yüksek Von Mises değeri 46	
Tablo 4.13. L plaklardaki en yüksek Von Mises değeri.....	48
Tablo 4.14. Prebent plaklardaki en yüksek Von Mises değeri.....	49
Tablo 4.15. Yük yönüne göre plak tiplerinin maksimum Von Mises gerilmeleri (MPa) ...	49
Tablo 4.16. Greftler üzerinde Pmin değeri.....	62

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 3.1. Kortikal kemikler	13
Şekil 3.2. Trabeküler kemikler	13
Şekil 3.3. Tek parça plak tasarımı	14
Şekil 3.4. L plak.....	14
Şekil 3.5. Prebent plak.....	15
Şekil 3.6. Vida modeli	15
Şekil 3.7. İliak kemik grefti modeli.....	16
Şekil 3.8. Tek parça plak fiksasyonu modeli.....	16
Şekil 3.9. Tek parça plak fiksasyonu alttan görünüm	17
Şekil 3.10. L plak fiksasyonu	17
Şekil 3.11. L plak fiksasyonu alttan görünüm	18
Şekil 3.12. Prebent plak fiksasyonu	18
Şekil 3.13. Prebent plak fiksasyonu alttan görünüm	19
Şekil 3.14. Modelleme görseli.....	20
Şekil 3.15. Vertikal kuvvet uygulama yönü	22
Şekil 3.16. Oblik kuvvet uygulama yönü	22
Şekil 3.17. Horizontal kuvvet uygulama yönü	23
Şekil 3.18. Sınır noktaları.....	23
Şekil 3.19. Sınır noktaları.....	24

Şekil 4.1. Tek parça plağın oblik yük altındaki X ekseninde yer değiştirme görseli	25
Şekil 4.2. Tek parça plağın oblik yük altındaki Y ekseninde yer değiştirme görseli	25
Şekil 4.3. Tek parça plağın oblik yük altındaki Z ekseninde yer değiştirme görseli.....	26
Şekil 4.4. Tek parça plağın oblik yük altındaki toplam yer değiştirme görseli.....	26
Şekil 4.5. Tek parça plağın vertikal yük altındaki X ekseninde yer değiştirme görseli	27
Şekil 4.6. Tek parça plağın vertikal yük altındaki Y ekseninde yer değiştirme görseli	27
Şekil 4.7. Tek parça plağın vertikal yük altındaki Z ekseninde yer değiştirme görseli.....	28
Şekil 4.8. Tek parça plağın vertikal yük altındaki toplam yer değiştirme görseli.....	28
Şekil 4.9. L plağın oblik yükler altındaki X eksenindeki yer değiştirme görseli	29
Şekil 4.10. L plağın oblik yükler altındaki Y eksenindeki yer değiştirme görseli	29
Şekil 4.11. L plağın oblik yükler altındaki Z eksenindeki yer değiştirme görseli.....	30
Şekil 4.12. L plağın oblik yükler altındaki toplam yer değiştirme görseli	30
Şekil 4.13. L plağın vertikal yükler altındaki X eksenindeki yer değiştirme görseli	31
Şekil 4.14. L plağın vertikal yükler altındaki Y eksenindeki yer değiştirme görseli	31
Şekil 4.15. L plağın vertikal yükler altındaki Z eksenindeki yer değiştirme görseli.....	32
Şekil 4.16. L plağın vertikal yükler altındaki toplam yer değiştirme görseli	32
Şekil 4.17. Prebent plağın oblik yükler altındaki X eksenindeki yer değiştirme görseli	33
Şekil 4.18. Prebent plağın oblik yükler altındaki Y eksenindeki yer değiştirme görseli	33
Şekil 4.19. Prebent plağın oblik yükler altındaki Z eksenindeki yer değiştirme görseli.....	34
Şekil 4.20. Prebent plağın oblik yükler altındaki toplam yer değiştirme görseli	34
Şekil 4.21. Prebent plağın vertikal yükler altındaki X eksenindeki yer değiştirme görseli	35

Şekil 4.22. Prebent plağın vertikal yükler altındaki Y eksenindeki yer değiştirme görseli	36
Şekil 4.23. Prebent plağın vertikal yükler altındaki Z eksenindeki yer değiştirme görseli	36
Şekil 4.24. Prebent plağın vertikal yükler altındaki toplam yer değiştirme görseli	37
Şekil 4.25. Ortalama toplam yer değiştirme grafiği	38
Şekil 4.26. Numaralandırma İçin Kullanılan Görsel	39
Şekil 4.27. Oblik Yükler Altındaki Stres Analizi Görseli	39
Şekil 4.28. Vertikal Kuvvetler Altındaki Stres Analizi Görseli	40
Şekil 4.29. Numaralandırma İçin Kullanılan Görsel	41
Şekil 4.30. Oblik Kuvvetler Altındaki Stres Analizi Görseli	41
Şekil 4.31. Vertikal Kuvvetler Altındaki Stres Analizi Görseli	42
Şekil 4.32. Numaralandırma için kullanılan görsel	43
Şekil 4.33. Prebent plaktaki vidaların oblik yükler altındaki stres değerleri	43
Şekil 4.34. Prebent plaktaki vidaların vertikal yükler altındaki stres değerleri	44
Şekil 4.35. Yük yönlerine göre plak tiplerinin ortalama vida gerilmeleri	45
Şekil 4.36. Tek parça plakların oblik yükler altındaki Von Mises Gerilmeleri	46
Şekil 4.37. Tek parça plakların vertikal yükler altındaki Von Mises gerilmeleri	46
Şekil 4.38. L plakların oblik yükler altındaki Von Mises gerilme değerleri	47
Şekil 4.39. L plakların vertikal yükler altındaki Von Mises gerilme değerleri	47
Şekil 4.40. Prebent plakların oblik yükler altındaki Von Mises gerilme değerleri	48
Şekil 4.41. Prebent plakların vertikal yükler altındaki Von Mises gerilme değerleri	48
Şekil 4.42. Plak tipleri ve yük yönlerine göre maksimum Von Mises değerleri	49

Şekil 4.43. Tek parça plaklarda oblik kuvvet uygulandığında kemikteki P_{max} Değeri	50
Şekil 4.44. Tek parça plaklarda oblik kuvvet uygulandığında kemikteki P_{min} değeri.....	50
Şekil 4.45. Tek parça plaklarda vertikal kuvvet uygulandığında kemikteki P_{max} değeri	51
Şekil 4.46. Tek parça plaklarda vertikal kuvvet uygulandığında kemikteki P_{min} değeri.....	51
Şekil 4.47. L plaklarda oblik kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{max} değeri.....	52
Şekil 4.48. L plaklarda oblik kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{min} değeri	53
Şekil 4.49. L plaklarda vertikal kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{max} değeri.....	53
Şekil 4.50. L plaklarda vertikal kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{min} değeri	54
Şekil 4.51. Prebent plaklarda oblik kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{max} değeri.....	55
Şekil 4.52. Prebent plaklarda oblik kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{min} değeri	55
Şekil 4.53. Prebent plaklarda vertikal kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{max} değeri....	56
Şekil 4.54. Prebent plaklarda vertikal kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{min} değeri	56
Şekil 4.55. Yük yönüne göre P_{max} değerleri karşılaştırılması.....	57
Şekil 4.56. Yük yönüne göre P_{min} değerleri karşılaştırılması	57
Şekil 4.57. Tek parça plaklarda kullanılan greftlerde oblik yüklerdeki P_{min} değerleri.....	58
Şekil 4.58. Tek parça plaklarda kullanılan greftlerde oblik yüklerdeki P_{max} değerleri	59
Şekil 4.59. Tek parça plaklarda kullanılan greftlerde vertikal yüklerdeki P_{min} değerleri..	59
Şekil 4.60. Tek parça plaklarda kullanılan greftlerde vertikal yüklerdeki P_{max} değerleri .	59
Şekil 4.61. L plaklar kullanılan greftlerde oblik yüklerdeki P_{min} değerleri.....	60
Şekil 4.62. L plaklarda kullanılan greftlerde oblik yüklerdeki P_{max} değerleri	60
Şekil 4.63. L plaklar kullanılan greftlerde vertikal yüklerdeki P_{min} değerleri.....	60

Şekil 4.64. L plak kullanılan greftlerde vertikal yüklerdeki Pmax değerleri	61
Şekil 4.65. Prebent plak kullanılan greftlerde oblik yüklerdeki Pmin değerleri	61
Şekil 4.66. Prebent plak kullanılan greftlerde oblik yüklerdeki Pmax değerleri.....	61
Şekil 4.67. Prebent plak kullanılan greftlerde vertikal yüklerdeki Pmin değerleri	62
Şekil 4.68. Prebent plak kullanılan greftlerde vertikal yüklerdeki Pmax değerleri.....	62
Şekil 4.69. Graftler üzerinde Pmin değerleri	63
Şekil 4.70. Graftler üzerinde Pmax değerleri	63



SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

%	Yüzde
°	Derece
cm	Santimetre
mm	Milimetre
ml	Mililitre
MPa	Megapaskal
N	Newton
FEM	<i>Finite element method</i>
Mag	<i>Magnitude</i>
µm	Mikronmetre
P _{max}	Maksimum asal gerilim
P _{min}	Minimum asal gerilim
ark.	Arkadaşları
≥	Büyük eşittir
≤	Küçük eşittir
>	Büyüktür
<	Küçüktür

1. GİRİŞ

Ortognatik cerrahinin temel amaçları arasında çiğneme fonksiyonlarının normale döndürülmesi, estetik açıdan dengeli bir yüz görünümünün elde edilmesi ve cerrahi sonuçların uzun vadede stabil kalması yer almaktadır (1). Maksillanın yeniden konumlandırılmasına yönelik cerrahi tekniklerdeki gelişmeler, daha önce müdahale edilmesi güç olan birçok dentofasiyal anomalinin başarılı bir şekilde tedavi edilmesini mümkün kılmıştır (2). Maksiller hipoplazi ve dikey yüz yüksekliği eksikliği gibi deformitelerin tedavisinde çeşitli teknik gelişmelere ulaşılmış olsa da, Le Fort I osteotomisi ile maksillanın inferior yönde yeniden konumlandırılmasını takiben stabilitenin korunmasında hâlâ belirgin bir değişkenlik söz konusudur (3). Üç boyutlu (3D) tasarım teknolojilerinin kullanımı, son yıllarda ortognatik cerrahi alanında hızla benimsenmiş ve yaygınlaşan bir uygulama haline gelmiştir(4). Çift çene cerrahisinde ve karmaşık asimetri vakalarında ameliyatın hem planlanmasında hem de uygulanmasında faydaları açıktır. Bireysel olarak tasarlanmış ve üretilmiş cerrahi drill ve kesme kılavuzlarının yanı sıra osteosentez için hastaya özel implantlar (PSI) artık makul maliyetlerle ve kısa sürede mevcuttur (5).

Ortognatik cerrahi, son yıllarda üç boyutlu görüntüleme sistemleri ve CAD/CAM teknolojilerindeki ilerlemeler sayesinde önemli ölçüde gelişme göstermiştir. Geleneksel cerrahi yaklaşım, 2D sefalometrik analizler, yüz arklarının transferi, alçı modeller ve Erickson model tabloları kullanılarak yapılan ameliyat öncesi planlamayı içerir. Üç boyutlu cerrahi planlama, özellikle sagittal split osteotomi sırasında proksimal ve distal segmentlerin çakışması ya da Le Fort I gömme manevrası sırasında kemik teması gibi olası intraoperatif problemleri önceden tahmin etmede yararlı olsa da, osteotomilerin hâlen serbest elle gerçekleştirilmesi nedeniyle cerrahi planın birebir uygulanmasını garanti edemez.

Bu bağlamda, hastaya özel implantların kullanımı maksillanın konumlandırılmasında çeşitli avantajlar sunmaktadır:

1. Maksillanın, oklüzyon ya da mandibula pozisyonuna bağlı kalmadan ideal şekilde yerleştirilebilmesi,
2. Kemik plakalarının yapısal bütünlüğünü zayıflatma riski taşıyan ve zaman kaybına yol açan ameliyat sırasında manuel plak şekillendirme ihtiyacının ortadan kalkması,

3. Zaman açısından verimsiz olan ve sağlık personelinin penetran yaralanma riskine maruz bırakan intermaksiller fiksasyon uygulamasının gereksiz hâle gelmesi.4. Plakların kemiğin kalın olduğu bölgelere yerleştirilmesi ve diş kökleri gibi önemli alanlardan kaçınmak için tasarlanmış hastaya özel matkap kılavuzlarını kullanarak vidanın hassas şekilde yerleştirilmesi.

Dezavantajları ise:

1. Hastaya özel implantların üretim sürecinin, geleneksel yöntemlere kıyasla daha uzun zaman alması,
2. Sanal planlamanın klinik uygulamaya eksiksiz aktarılamadığı durumlarda, ameliyat sırasında bu planın revize edilememesi,
3. İnce maksiller kemikte vida uygulamasının, vida yerleşim yerlerinin önceden sabitlenmiş olması nedeniyle değiştirme imkânı olmadan gerçekleştirilmek zorunda kalınması,
4. Segmental maksiller cerrahilerde transvers yöndeki stabilitenin öngörülmesinde güçlük yaşanması (6).

Maksillofasiyal cerrahide kullanılan fiksasyon sistemlerinin mekanik davranışlarını incelemek amacıyla sıklıkla sonlu elemanlar analizi yöntemi (FEM) tercih edilmektedir (7). FEM, canlı dokular da dahil olmak üzere tüm materyallerde meydana gelen gerilim (stres) ve gerinimleri (strain) hesaplamada kullanılabilen matematiksel bir mühendislik metodudur(8). FEM'in, alışılmışın dışında geometrik şekle sahip cisimleri modelleyebilmesi, istenilen kuvvetlerin gerçeğe uygun olarak istenildiği gibi gözlemlenebilmesi, istenilen sayıda materyalin üretilmesi, istenilen şekilde kuvvetlerin gerçeğe uygun olarak modellenmesi gibi avantajları vardır.

Literatüre bakıldığında ortognatik cerrahi sonrası hastaya özgü fiksasyon plaklarının gelen kuvvetler üzerindeki etkilerinin ve normalden fazla ortognatik cerrahi hareketlerinden sonraki davranışlarının sonlu eleman metodu ile analizi ile ilgili çalışmalarla ilgili eksiklikler görülmüştür. Çalışmamızın amacı normalden fazla olarak uygulanması gereken ortognatik cerrahi hareketlerde hastaya özgü fiksasyon plağı kullanımının sonuçlarını sonlu elemanlar metodu ile araştırarak sonuçlarını sunmaktır.

Literatürde hasta-özel plakların (> 3 mm) büyük maksiller ilerletmelerde ve ≥ 6 ay takipli segment relapsı üzerindeki etkilerini inceleyen yüksek seviye kanıt (RCT) sayısı sınırlıdır. Bu çalışma, bu boşluğu doldurmayı hedeflemektedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Maksilla Anatomisi

Üst çene, sağ ve sol maksiller kemiklerin orta hatta kaynaşmasıyla meydana gelir. Her maksiller kemik, tabanı burun boşluğuna bakan ve tepesi zigomatik çıkıntıya yönelen piramit şeklindedir; içerisindeki boşluk ise maksiller sinüsü oluşturur. Maksilla, alveolar, frontal, zigomatik ve palatin olmak üzere dört çıkıntıyla çevredeki yüz yapılarına bağlanır. Üst bölümde frontal kemikle, yan kısımda zigomatik kemikle, arka tarafta palatin kemikle ve alt kısımda alveolar çıkıntı üzerinden üst dişlerle eklem yapar. Ön yüzeyde, piriform açıklığın alt ve yan sınırlarını oluşturarak, frontal çıkıntının ön kenarında burun kemikleri ile medialde birleşir (9).

Alveoler, zigomatik, palatin, frontal olmak üzere 4 prosesi vardır ve maksiller sinüsü içerir.

Alveoler kısım, üst dişlerin çene kemiğine tutunmasını sağlayan bir yapıdır. Ön tarafa doğru kıvrılan bir at nalı formuna sahiptir. Sert damağın altında, en alt düzlemde yer alır ve maksiller sinüslerin altından geriye doğru uzanarak maksiller tüberozite ile sonlanır. Alveolar arterler, alveolar sinirler ve periodontal bağlar alveolar çıkıntı içindeki kanallar aracılığıyla geçerek üst dişlerin kanlanması, sinirsel uyarımını ve sabitlenmesini sağlar (9).

Palatin kısımda ise sol ve sağ maksilla, palatin çıkıntılar aracılığıyla orta hatta birleşerek median maksiller sütürü oluşturur. Palatin çıkıntılarının kaynaşması, ön burun tabanını ve en önde piriform açıklığın alt sınırını meydana getirir. Alt kısımda ise, sert damağın ön bölümünde, insiziv kanalının bulunduğu alan oluşur. Bu kemik kanal, burun ve ağız boşlukları arasında bir iletişim sağlar ve aynı zamanda naso-palatinal sinir ile sfeno-palatinal arter için bir geçiş yolu işlevi görür. Üstte, kanal üst burun (Stensen) delikleri adı verilen ve nazal septumun her iki yanında bulunan açıklıklardan başlar, aşağıya doğru ilerleyerek ağız boşluğunda insiziv fossa'da sonlanır (9).

Zigomatik çıkıntı, maksillanın en dış (lateral) kısmını oluşturur. Maksiller sinüsün üst-dış sınırını meydana getirir ve birinci maksiller moların (büyük azı dişi) üstünde yer alır;

alt tarafta alveolar çıkıntı ile, üst-iç tarafta ise frontal çıkıntı ile devam eder. Zigomatik çıkıntı, alveolar çıkıntı ile birlikte, orta yüz bölgesine yapısal destek sağlamak açısından kritik bir öneme sahiptir. Lateralde zigomatik kemikle eklem yapar ve yüz genişliği ile malar çıkıntının (elmacık kemiği belirginliğinin) projeksiyonundan sorumludur. Zigomatik çıkıntının yan tarafında ve piriform açıklığın medialinde, maksillanın ön yüzeyinde bir çöküntü oluşur; bu yapıya kanin fossa adı verilir. Ayrıca, yine ön yüzeyde, zigomatik çıkıntının altında ve alveolar çıkıntıların üstünde, başka bir çöküntü daha bulunur ki bu da zigomatikoalveolar kret olarak adlandırılır. Bu kret, maksilla kırıklarının sınıflandırılmasında önemli bir anatomik referans noktasıdır(9).

Frontal çıkıntı, her bir maksilla kemiğine göre üstte ve iç tarafta (medialde) yer alır. Her bir frontal çıkıntı, üstte frontal kemikle, medialde ise burun kemikleriyle eklem yapar. Aynı zamanda nazolakrimal oluğun ön duvarını oluşturur. Frontal ve burun kemikleriyle birleşerek, alnın alt ve orta bölümünün yanı sıra burun köprüsünün şekillenmesine katkıda bulunur (9).

Maksilla, merkezinde hava dolu bir boşluk olan maksiller sinüsü barındırır. Maksiller sinüs, yaklaşık 15 mL hacmiyle erişkinlerde en büyük paranasal sinüs olarak kabul edilir. Maksilla kemiği gibi piramit şeklindedir; tabanı, sinüsün iç duvarı olup, lateral nazal duvara komşudur, tepesi ise dışa, zigomatik ark yönüne uzanır. Ön kısımda premolar dişlerin hizasından başlayarak, arka kısımda yaklaşık üçüncü molar diş düzeyine kadar uzanır. Sinüsün tavanı, aynı zamanda orbita tabanının bir kısmını oluşturur. Bu bölgede, infraorbital kanal bulunur; bu kanal, infraorbital nörovasküler paketi taşır ve bu yapı, infraorbital foramen üzerinden orbita alt kenarının yaklaşık 1 cm altında yüzeye çıkar.

Sinüsün tabanı, alveolar çıkıntının üstünde yer alır ve özellikle birinci molar dişlerin kökleri ile oldukça yakın bir ilişkiye sahiptir; en düşük noktası birinci molar hizasındadır. Sinüs tabanı, yaşa bağlı olarak değişmekle birlikte, burun tabanı ile aynı seviyede olabileceği gibi ondan yaklaşık 1 cm daha aşağıda da bulunabilir.

İç (medial) duvar, nazal lateral duvarın bir bölümünü oluşturur ve burada iki önemli yapı yer alır: maksiller sinüs ostiyumu ve nazolakrimal kanal. Maksiller sinüs ostiyumu, medial duvarın ön-üst kısmında konumlanır ve etmoid infundibulumu açılır, buradan da burun boşluğunun orta meatusuna drene olur.

Nazolakrimal kanal, orbita medial duvarından başlar, aşağıya doğru ilerler ve maksiller sinüsün içinden, sinüs ostiyumunun önünden geçerek, nihayetinde burun boşluğunun alt meatusuna boşalır(9).

2.2. Ortognatik Cerrahi Tarihçesi

Ortognatik cerrahi, hastaların gerek estetik gerekse eksik veya yeterli olmayan çiğneme, konuşma gibi fonksiyonlarını geri kazandırmak için maksilla ve/veya mandibulaya yapılan ameliyat olarak tanımlanabilir. Bu ameliyat sadece cerrahi olarak yapılabilir ancak genellikle öncesinde veya sonrasında dişlerin optimum dizilimini sağlamak için bir ortodontik tedavi ile kombine edilir(10). Ayrıca ortognatik cerrahi operasyonu olmak isteyen hastaların estetik olarak beklentileri de yüksek oranda karşılanmaktadır(11).

Maksillayı içeren horizontal ortognatik cerrahi işlemi ilk olarak 1859 yılında Von Langenbeck tarafından tanımlanmıştır ve 1861 yılında ilk olarak nazofaringeal polibin eksizyonu için bu operasyonu gerçekleştirdi(12). 1927 yılında ise Wassmund tarafından ilk olarak orta yüzdeki şekilsel ve iskeletsel bozukluklarını düzeltmek için uygulandı(13). 1939 yılında Axhausen, dudak ve damak yarıklı hastalarda orta yüzdeki geriliğin ancak maksiller ilerletme ile düzeltileceğini savundu(13).

1942 yılındaki Diş Hekimliği Ortopedisi Çalışma Grubu Toplantısı'nda Schuchardt opere ettiği bir hastada, Axhausen'in tekniğini uygulamış ancak pterigoid plakları kırmadığı için başarılı olamamıştır. Daha sonra aynı hastaya uyguladığı ikinci operasyonda pterigoid plakları da kırarak maksillanın tamamen serbestleşmesini sağlamış ve elastik traksiyonla maksillayı istediği pozisyona getirmiş ve modern maksiller osteotominin temellerini neredeyse şimdiki haline getirmiştir(13).

1965 yılında Obwegeser osteotomi yapılan maksillanın tamamen serbestleştirilmesini önerdi ve bu uygulama LeFort I osteotomisinin stabilizasyonunu büyük ölçüde iyileştirdi(14).

2.3. Le Fort 1 Osteotomi Tekniği

Öncelikle vestibüler serbestleştirici insizyonlar atılır. Bu insizyonlar sağ taraf 1. molar, 2. premolar hizasından karşıt taraf aynı dişlere gelecek şekilde uygulanır. Daha sonra bukkal perikül tek parça kalacak şekilde periostla insizyon hatları serbestleştirilir. Bu serbestleştirme uygulandıktan sonra burun mukozası maksilladan diseksiyon yöntemi izleni uzaklaştırılır.

Maksilla tam olarak ortaya çıkarıldıktan sonra burnun lateral duvarından yani piriform kenardan başlanarak pterigomaksiller birleşime doğru kemik kesisi yapılır. Daha sonra posteriorlarda pterigoid plakalara, maksillanın ön duvarına, nazal septuma ve sinüsün lateral ve medial duvarlarına kemik osteotomu yardımıyla osteotomi yapılır. Kırık hatlarının düzenliliği emin olduktan sonra maksilla aşağıya doğru hareket ettirilir. Genellikle daha önceden hazırlanmış ortodontik plaklar yardımıyla maksilla istenilen pozisyonda miniplak ve vidalarla fiks edilir(15).

2.4. Biyomekanik Tanımlar

2.4.1. Kuvvet

Kuvvet, hareketsiz bir cismi hareket ettiren, hareket hâlindeki bir cismin hızında (büyüklük veya yön olarak) değışikliğe sebep olan, cismin hareketini durduran veya fiziksel özelliklerinde (örneğin şekil veya boyut) değışime neden olan etkidir. Kuvvetin birimi Newton (N) olarak ifade edilir(16).

2.4.2. Stres

Gerilim, yükleme şekline bağlı olarak çekme (tensil) veya basma (kompresif) türünde olabilir.

Ayrıca gerilim, uygulandığı yöre göre sınıflandırılır:

Normal gerilim yapının boyutlarında değışime (uzama veya kısalma) neden olurken,

Kayma gerilimi ise yapının açılarını değiştirerek şekil bozulmasına yol açar (16).

Diş hekimliği alanında gerçekleştirilen araştırmalarda, ölçümler genellikle milimetre (mm) cinsinden yapıldığından, gerilme birimi olarak Megapaskal (MPa veya N/mm^2) kullanılmaktadır (17).

2.4.3. Von misses stresi

Von Misses stresi, esnek maddelerin şekil değişimine uğradığı stres değeri olarak tanımlanmaktadır. Özellikle sonlu elemanlar analizi (Finite Element Analysis - FEA) çalışmalarında, karmaşık yükleme durumlarında güvenli tasarım sınırlarını belirlemek amacıyla kullanılır (16).

2.4.4. Gerinim

Gerinim (Strain), bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda birim boyutta meydana gelen boyutsal değişim olarak tanımlanır. Uygulanan kuvvetler, cismin şeklinde değişikliğe sebep olurlar. Şekil değiştirme, kuvvet değil; yalnızca bir büyüklük olarak değerlendirilir (18).

Bir cisim üzerine uygulanan kuvvet nedeniyle oluşan boyutsal değişimin, cismin ilk (başlangıçtaki) boyutuna oranı gerinim olarak ifade edilir.

Gerinim, cismin boyutunda meydana gelen değişimin, başlangıç boyutuna oranı şeklinde hesaplanır ve genellikle yüzde (%) olarak belirtilir (17).

2.4.5. Elastisite modülü

Elastisite, cisme uygulanan kuvvet uygulanmayı bıraktıktan sonra cismin kuvvet uygulanmadan önceki haline dönme özelliğidir. Young modülü olarak da bilinir. Uygulanan gerilim kuvvetinin gerinime oranı olarak (stres/strain) hesaplanır (17).

2.4.6. Poisson oranı

Poisson etkisi, bir malzemenin bir yönde gerildiğinde, bu yöne dik olan diğer yönlerde incilmesi (ya da sıkıştırıldığında genişlemesi) olayıdır.

Poisson oranı (ν) ise, bu davranışı sayısal olarak ifade eder; yani malzemenin yükleme doğrultusuna dik yönde meydana gelen birim şekil değişiminin, yükleme yönündeki birim şekil değişimine oranıdır (19).

2.4.7. Homojenite

Homojenite, bir cismin incelenen özelliğinin uzayın her noktasında aynı olmasıdır (20).

2.4.8. İzotropi

İzotropi; cisimlerin uzaydaki x,y ve z eksenlerinin her birinde incelenen özellik olarak aynı olmasına denir. Ancak bir özellik bakımından izotropik olan bir cisim başka bir özellik bakımından izotropik olmayabilir. Örneğin elastisite modülü bakımından izotropiyi ele alacak olursak cismin özelliklerinin uzaydaki x,y ve z eksenlerinde aynı elastisite modülü göstermesidir fakat elastisite modülü bakımından izotropik olan cisim elektrik iletimi açısından izotropik olmayabilir (21).

2.4.9. Lineer elastisite

Gerilme σ , gerinim ϵ ile doğru orantılıdır ve bu bağıntı $\sigma = E \epsilon$ şeklinde yazılabilir. Bu ilişki, homojen ve izotropik bir malzeme için lineer elastisiteyi tanımlar ve Hooke Kanunu olarak adlandırılır (22).

2.5. Sonlu Elemanlar Analizi(Fem)

Canlı dokular üzerinde stres analizi yapmak; klinik ortamda hem pahalı, hem de komplikasyonlara açık olduğu için çoğu zaman mümkün değildir. Bu sebeple, canlı dokuların özelliklerini yansıtan modeller geliştirilerek analizlerin bu modeller üzerinde yapılması gerekli hale gelmiştir(23,24). FEM, her türlü yapının geometrisine bağlı olarak gerilme ve şekil değişimlerini incelemek için kullanılan bir hesaplama tekniğidir. Sonuçların doğruluğu, elemanların türüne, düzenine ve toplam sayısına bağlıdır(25). John Ergatoudis 1950'lerin sonu ve 1960'ların başında Zienkiewicz ilk birlikte ilk bilgisayar programlarına uyarlamasını yapmıştır.

Modelleme yönteminde, uygulanması planlanan kuvvete karşı materyalin vereceği tepkiyi 'ağ' (mesh) adı verilen yapılar belirlemektedir. Bu ağ yapısı, belirli noktaların bir araya gelerek oluşturduğu düğüm (nod) noktalarından oluşmaktadır. Kuvvet etkisiyle meydana gelen stres, düğüm noktaları aracılığıyla yansıtılmaktadır. Modelleme sürecinin ardından, düğüm noktalarının birbirine bağlanmasıyla daha basit geometrik yapılar elde edilir ve bu yapılar 'eleman' olarak adlandırılır. Yüklenen kuvvet, her bir eleman için ayrı ayrı incelenir. Eleman sayısının artırılması, analiz sonuçlarının hassasiyetini önemli ölçüde artırmaktadır (25).

Sonlu elemanlar analizinde, genellikle iki tip modelleme yöntemi tercih edilmektedir: 2-boyutlu ve 3-boyutlu analizler. İki boyutlu modelleme, uygulanması ve çözülmesi daha kolay olup, standart özelliklere sahip bilgisayarlarda dahi gerçekleştirilebilmektedir; ancak doğruluk oranı 3-boyutlu modellere kıyasla daha düşüktür. 2-boyutlu analizlerde kullanılan elemanlar genellikle dörtgen veya üçgen formundadır. Üç boyutlu modelleme ise daha yüksek donanım kapasitesine sahip bilgisayarlara ihtiyaç duymakta ve daha yüksek doğrulukta sonuçlar elde edilmesine olanak tanımaktadır. 3-boyutlu analizlerde 10, 12 veya 14 yüzeye sahip elemanlar kullanılmaktadır (23).

Modellerin doğru bir şekilde analiz edilebilmesi için aşağıdaki unsurların önceden belirlenmiş olması gerekmektedir:

- Cismin geometrisi,
- Cismin boyutları,
- Geometrik koordinatlar,

- Uygulanması planlanan kuvvetler,
- Kullanılacak materyal veya aygıtların Poisson oranları,
- Kullanılacak materyal veya aygıtların Young modülleri,
- Modelin sınır koşulları,
- Gerçekleştirilecek analiz tipi.(25)

2.6. Üç Boyutlu Baskı

Üç boyutlu (3B) baskı, dijital ortamda oluşturulan tasarımların katmanlı imalat teknikleri kullanılarak fiziksel nesnelere dönüştürülmesini mümkün kılan bir üretim teknolojisidir. Subtraktif imalat (işleme) yönteminde, üç boyutlu nesneler, katı bir malzeme bloğundan ardışık kesme işlemleriyle şekillendirilirken; katmanlı imalat (additive manufacturing) yöntemlerinde parçalar, malzemenin katman katman eklenmesiyle üretilmektedir. Bu farklı üretim yaklaşımları, özellikle tasarım serbestliği, malzeme kullanımı ve üretim verimliliği açısından önemli farklılıklar göstermektedir (24).

3 boyutlu baskı teknolojisiyle farklı şekildeki maddeler herhangi bir bloktan kazınmaya gerek duyulmadan ve daha az malzeme kullanılarak üretilir. Ayrıca uygulanmak istenen hastaya özgü olduğu için yüksek uyumlulukla hastaya özel biyomedikal yapılar üretilir (26).

Ancak yine de bazı aşamalarda dezavantajları vardır. Bu dezavantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Seri üretim uygulamaları için ekonomik açıdan her zaman uygun değildir.
- Üretililecek parçaların boyutları, 3B yazıcının çalışma hacmi ile sınırlıdır.
- Üretim hızı, bazı geleneksel imalat yöntemlerine göre daha düşük olabilmektedir.
- Kullanılabilen malzeme çeşitliliği mevcut teknolojilerde sınırlı kalabilmektedir.

Öte yandan, üç boyutlu baskı teknolojilerinde farklı malzeme türlerinin kullanımını artırmaya yönelik yeni stratejiler geliştirilmektedir(27,28).

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden kemik ve dişin .stl modelinin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır.

Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ALTAIR Evolve yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

3.1. Kortikal Kemik ve Trabekuler Kemiğin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan maksilla kemik modelinin oluşturulması için; erişkin bir bireyin tomografisi çekilmiştir. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüştür. Model .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu model ALTAIR Evolve yazılımına aktarılmıştır ve burada maksilla kemik modeline 2 mm offset verilerek 2 mm kalınlığında maksilla kortikal kemik oluşturulmuştur.

Kortikal kemiğin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemikler elde edilmiştir.



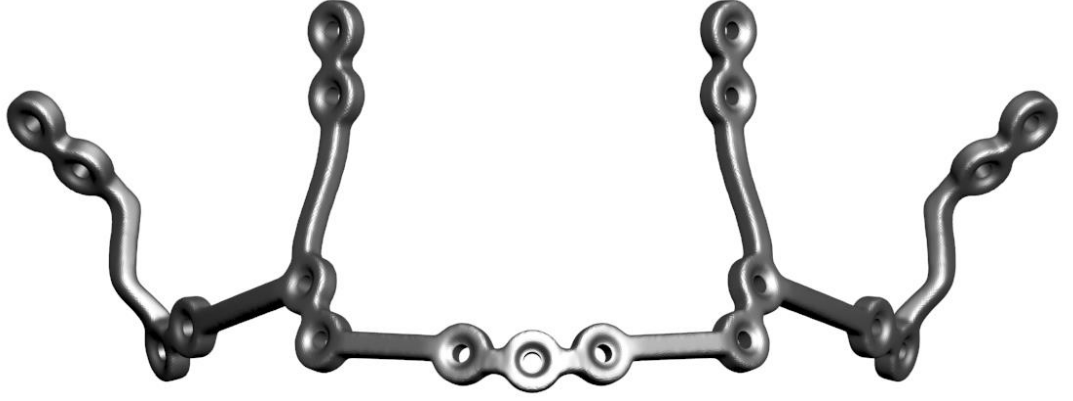
Şekil 3.1. Kortikal kemikler



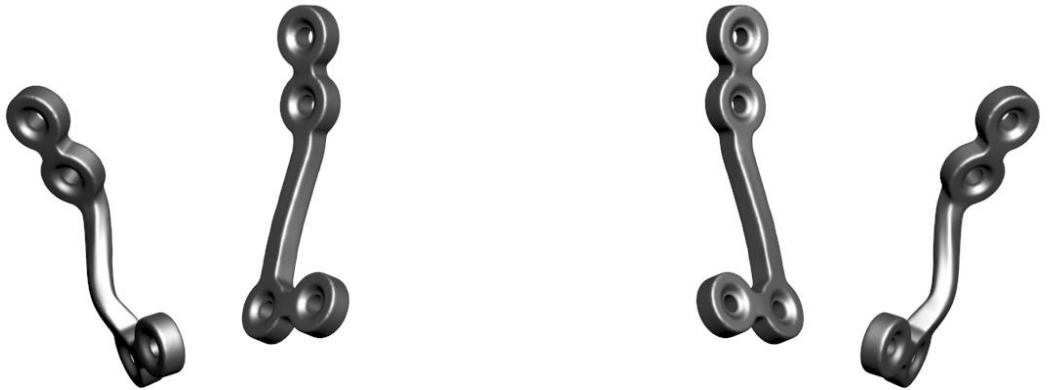
Şekil 3.2. Trabeküler kemikler

3.2. Plakların, Vidaların Ve Greftin Modellenmesi Ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan plaklar ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir.



Şekil 3.3. Tek parça plak tasarımı



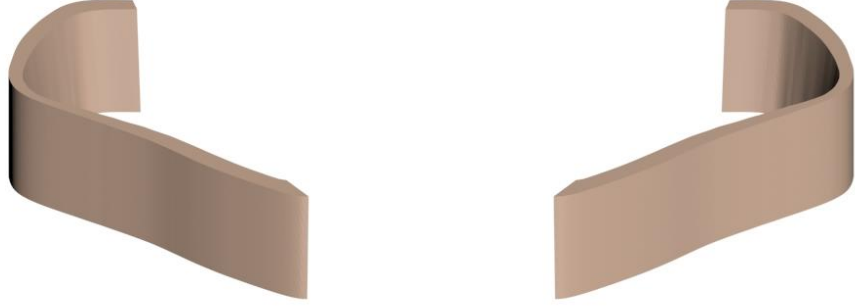
Şekil 3.4. L plak



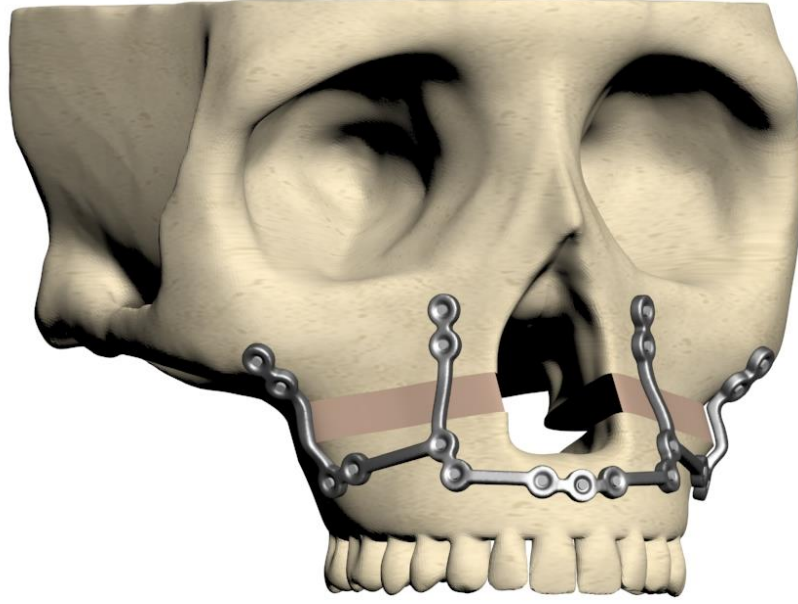
Şekil 3.5. Prebent plak



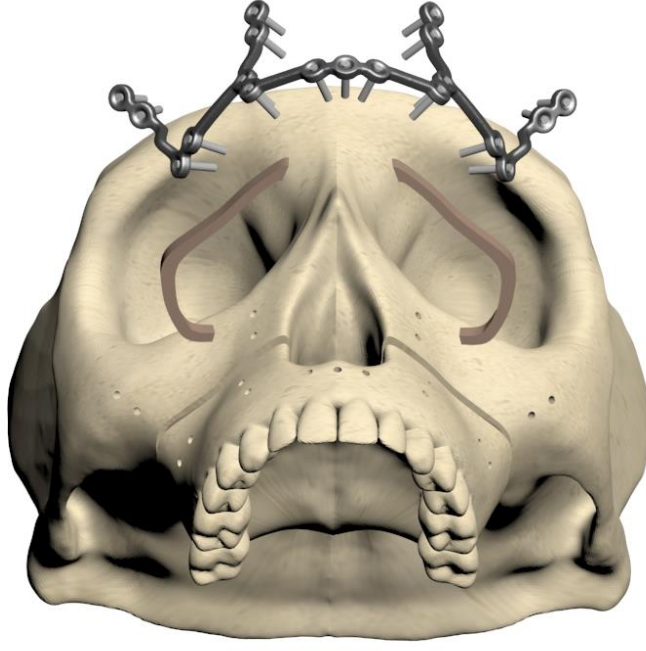
Şekil 3.6. Vida modeli



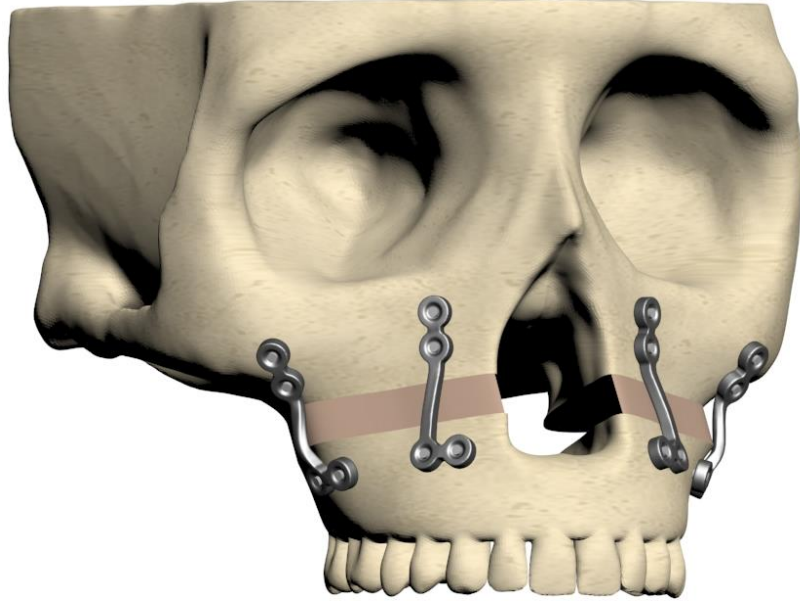
Şekil 3.7. İliak kemik grefti modeli



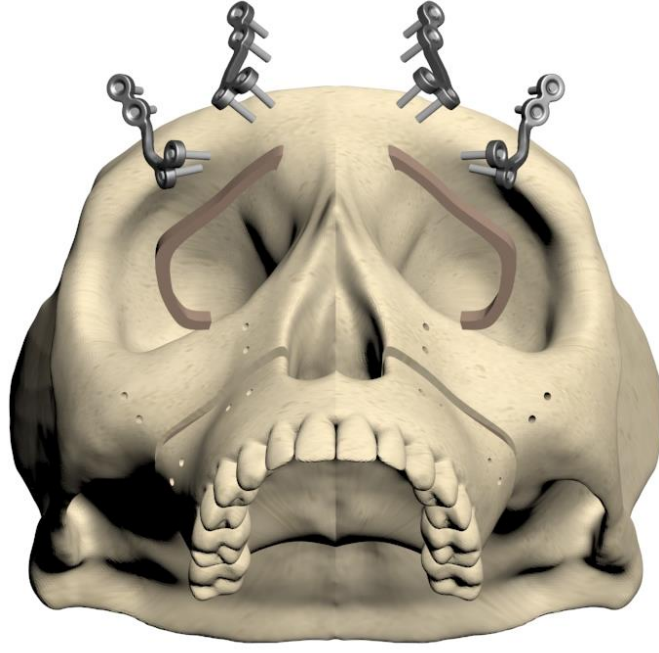
Şekil 3.8. Tek parça plak fiksasyonu modeli



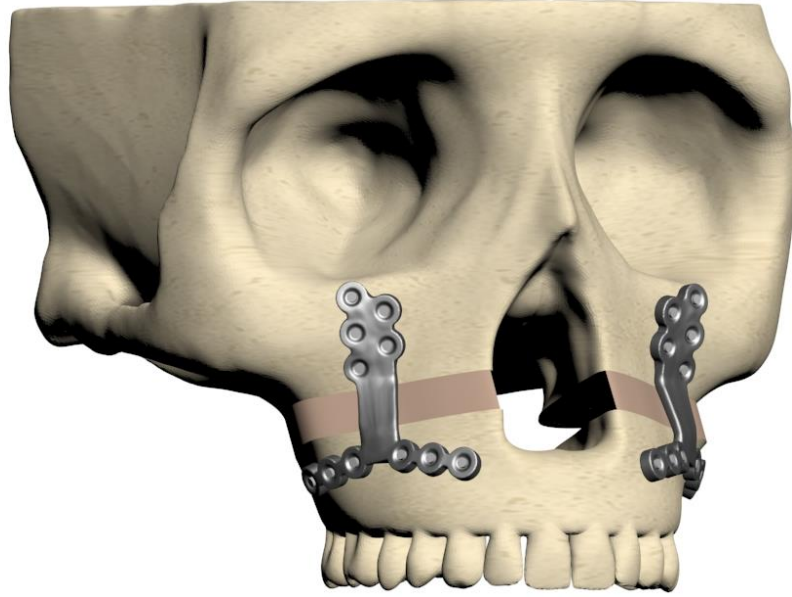
Şekil 3.9. Tek parça plak fiksasyonu alttan görünüm



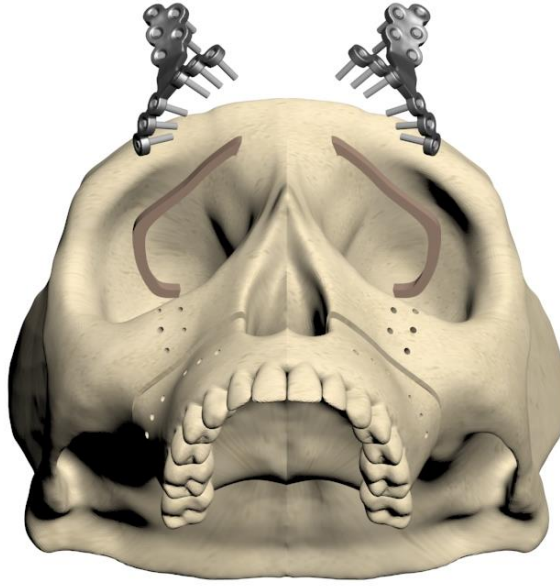
Şekil 3.10. L plak fiksasyonu



Şekil 3.11. L plak fiksasyonu alttan görünüm



Şekil 3.12. Prebent plak fiksasyonu



Şekil 3.13. Prebent plak fiksasyonu alttan görünüm

3.3. Cerrahi Hareketler

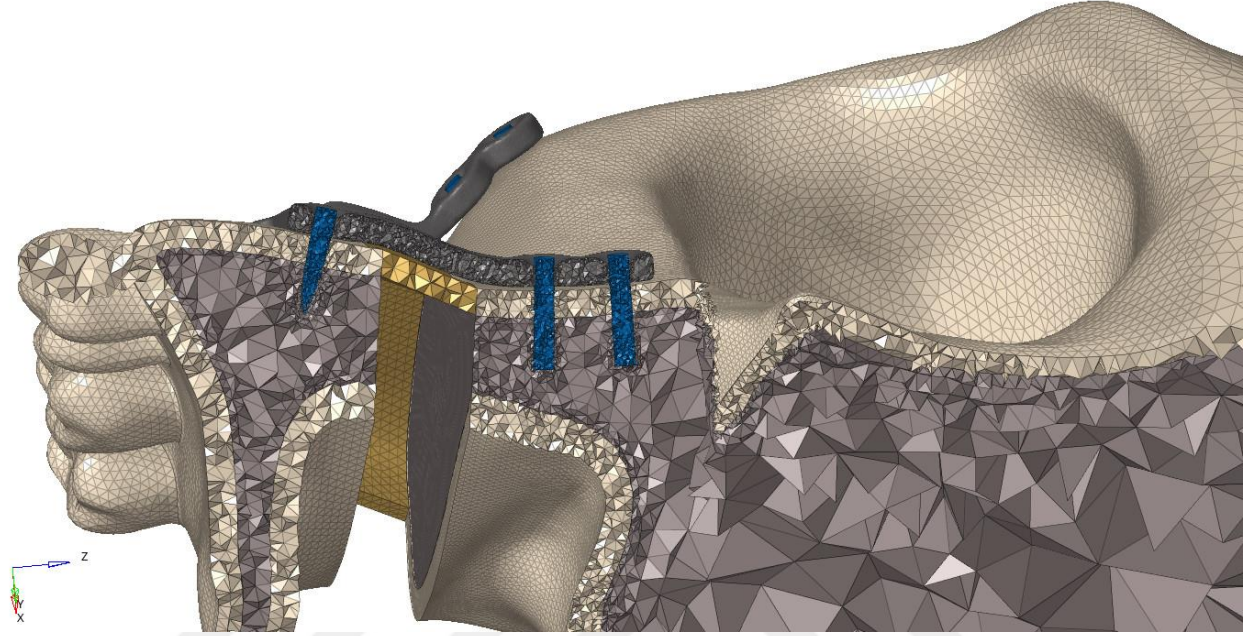
Bu çalışmada maksillaya Lefort 1 osteotomisi uygulandıktan sonra 6 mm maksiller ilerletme ve 5 mm aşağı doğru hareket uygulanmıştır. Segmentler arasına iliac kemikten alınan kortikal blok greft uygulanmıştır. Daha sonra maksiller ve alveoler segment tek parça plaklar, iki tane L plak ve bir tane prebent ters T plak kullanılarak fiks edilmiştir. Kullanılan plakların kalınlığı standart olarak 2 mm olarak modellenmiştir. Plakların fiksasyonu için kullanılan vidalar analizlerde oluşabilecek gerilme tekilliğinin önüne geçebilmek için silindir şeklinde, aşağıda belirtilen 1.5 x 8 mm (çap x boy) ölçülerinde modellenmiştir.

Tek parça plakta toplamda 19 adet; iki adet kullanılan L plakta tek plakta 4, aynı tarafta 8 ve toplamda 16 adet; prebent plakta ise tek tarafta 12 toplamda 24 adet mini vida kullanılmıştır.

3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ALTAIR Evolve yazılımında modelleme işlemi

tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller .fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarılmıştır.



Şekil 3.14. Modelleme görseli

3.5. Malzeme Tanımları

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır.

Tablo 3.1. Malzeme özellikleri

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	14800	0.3
Spongioz Kemik	1850	0.3
Greft	15000	0.33
Titanyum	105000	0.33

3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm modellerde;

Vertikal Yükleme: Maksiller molar ve premolar dişlerin fossasına vertikal yönde toplam 500 N büyüklüğünde kuvvet uygulanmıştır.

Oblik Yükleme: Maksiller molar ve premolar dişlerin fossasına bukkopalatinal yönde 60 derece açıyla toplam 250 N büyüklüğünde oblik kuvvet uygulanmıştır.

Horizontal Yükleme: Maksiller molar ve premolar dişlerin bukkal sırtına dik yönde toplam 100 N büyüklüğünde horizontal kuvvet uygulanmıştır.

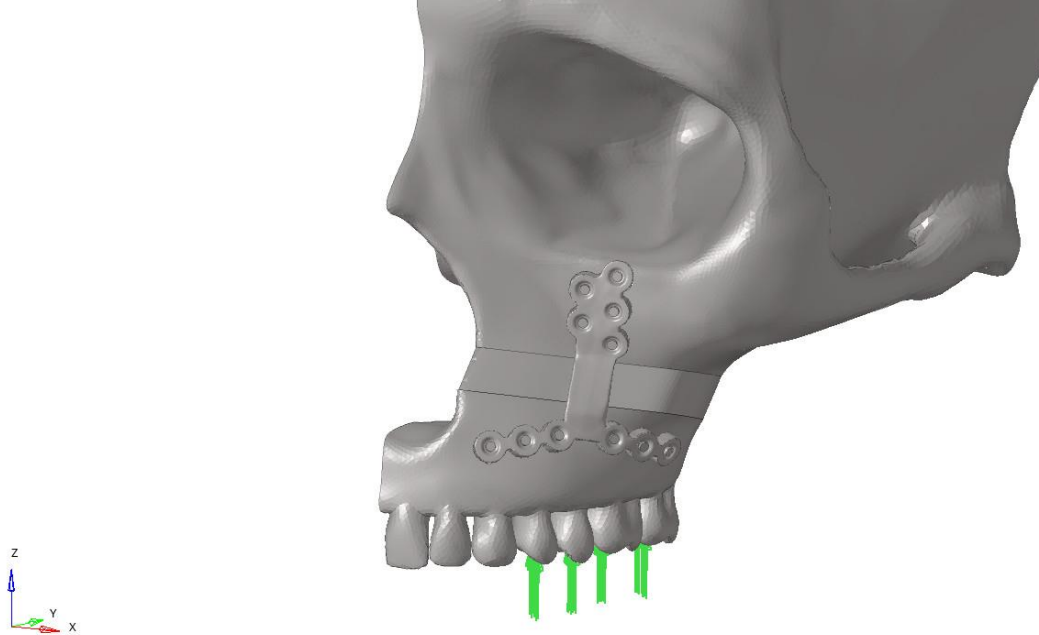
Kuvvetler çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmış, yükleme bölgelerinde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

L Plak ve Prebent Plaklı olan modellerde; maksiller kemiğin superior bölgesinin etrafında bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

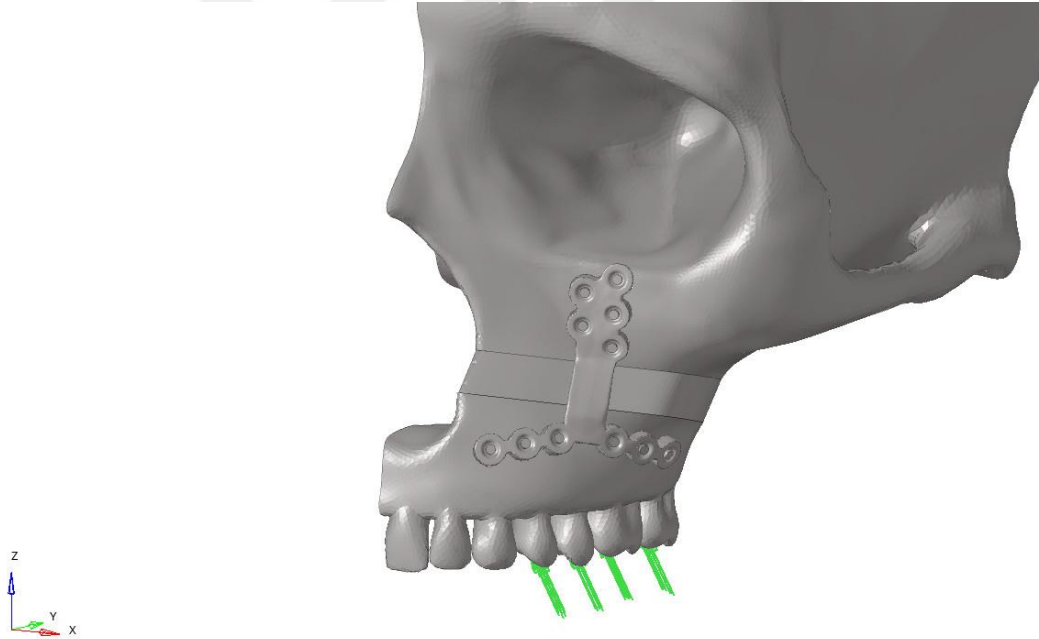
L Plak ve Prebent Plaklı olan modellerdeki bütün parçalara; X eksen normalinde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır.

Tek parça plak kullanılan modelde ise; maksiller kemiğin superior bölgesinin etrafında bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

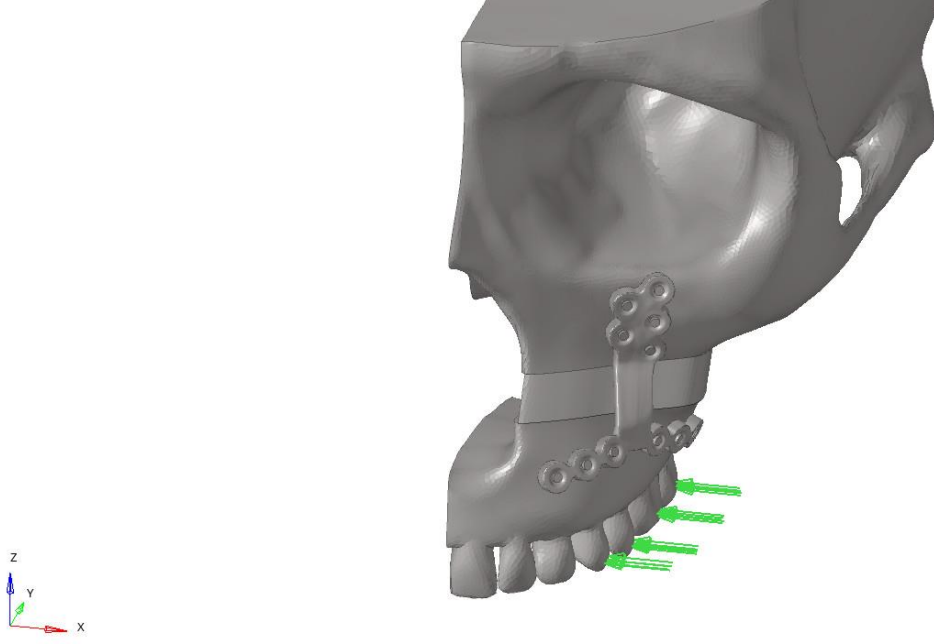
Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında üç analiz modeli için toplam dokuz lineer statik analiz çözdürülmüştür.



Şekil 3.15. Vertikal kuvvet uygulama yönü



Şekil 3.16. Oblik kuvvet uygulama yönü



Şekil 3.17. Horizontal kuvvet uygulama yönü



Şekil 3.18. Sınır noktaları



Şekil 3.19. Sınır noktaları

3.7. Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan 3 analiz modeli için düğüm ve eleman sayıları aşağıdaki tabloda paylaşılmıştır.

Tablo 3.2. Düğüm ve eleman sayıları

	Total # of Nodes	Total # of Elements
Model 1	781299	3084158
Model 2	271350	1048488
Model 3	394754	1559511

3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

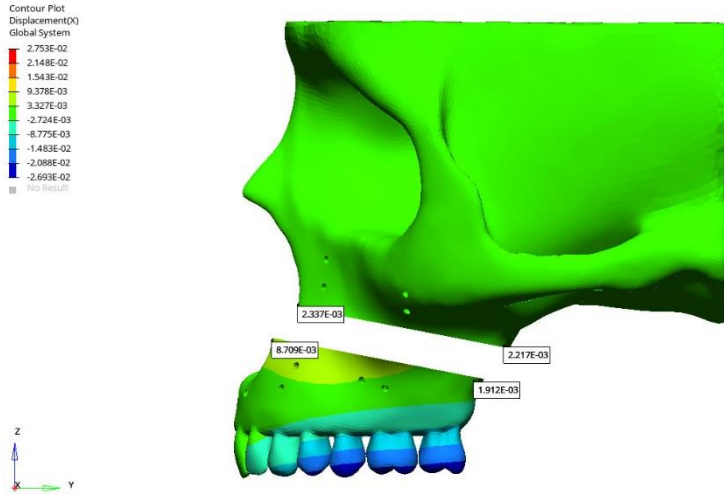
Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Tüm temas bölgeleri arasında ise FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

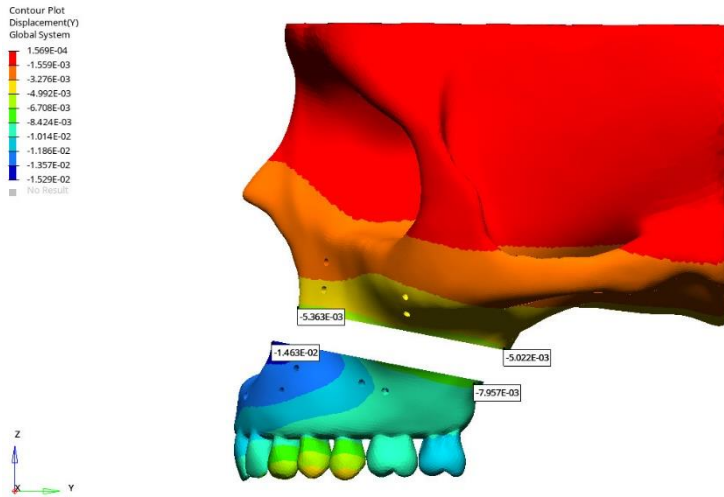
4. BULGULAR

4.1. Yer Değiştirme Analizleri

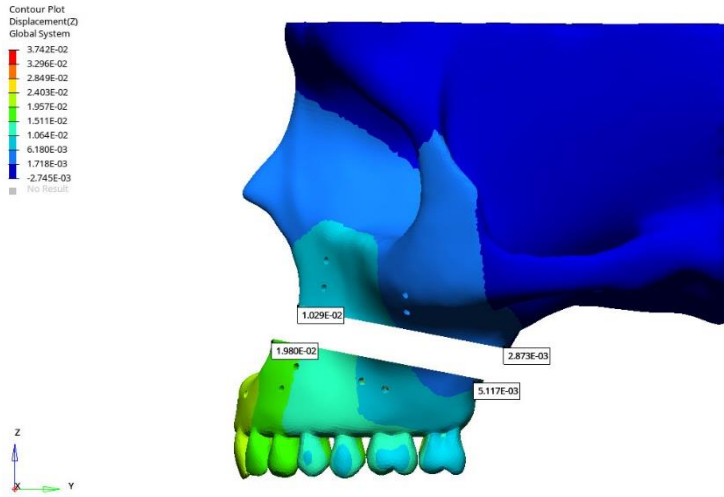
4.1.1. Tek parça plak fiksasyonu - oblik yük altında yer değiştirme analizi



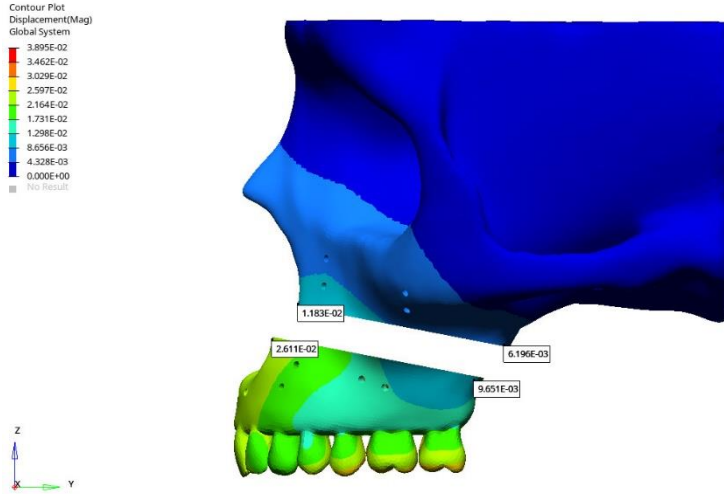
Şekil 4.1. Tek parça plağın oblik yük altındaki X ekseninde yer değiştirme görseli



Şekil 4.2. Tek parça plağın oblik yük altındaki Y ekseninde yer değiştirme görseli



Şekil 4.3. Tek parça plağın oblik yük altındaki Z ekseninde yer değiştirme görseli



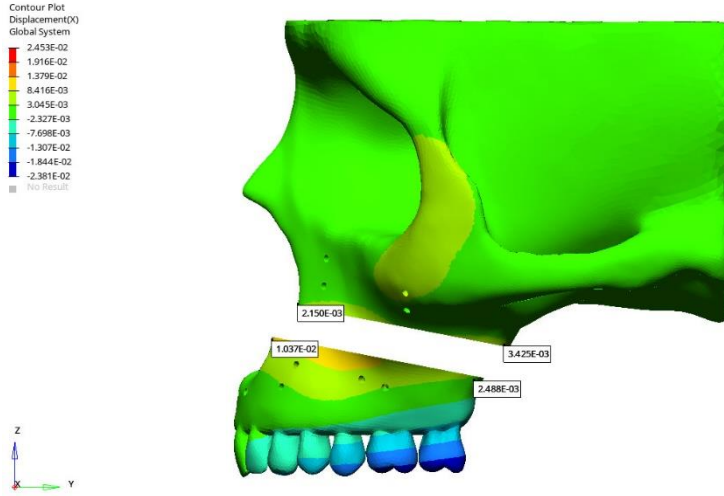
Şekil 4.4. Tek parça plağın oblik yük altındaki toplam yer değiştirme görseli

Tablo 4.1. Tek parça plaklardaki oblik yükler altındaki yer değiştirme değerleri

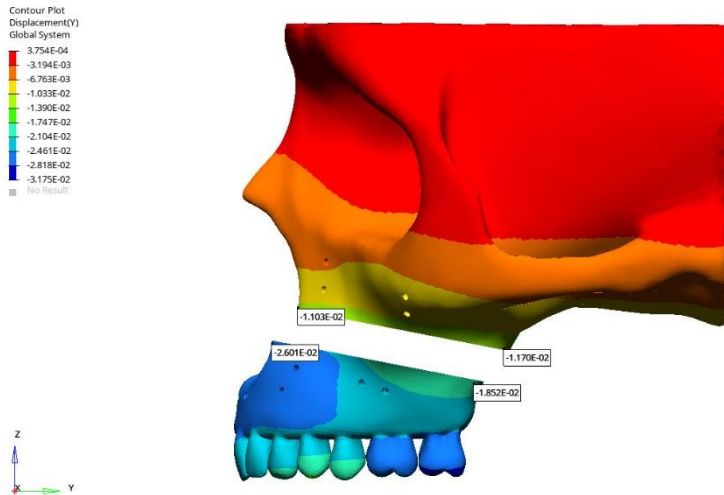
Yer Değiştirme Eksen	Anterior Değer (mm)	Posterior Değer (mm)	Toplam (Anterior + Posterior)
X	8.709×10^{-3}	1.912×10^{-3}	1.062×10^{-2}
Y	-1.463×10^{-2}	-7.957×10^{-3}	-2.259×10^{-2}
Z	1.980×10^{-2}	5.117×10^{-3}	2.492×10^{-2}
Toplam (mag)	2.611×10^{-2}	9.651×10^{-3}	3.576×10^{-2}

Oblik yük uygulamasında yer değiştirme, anterior bölgede posterior bölgeye kıyasla daha fazladır.

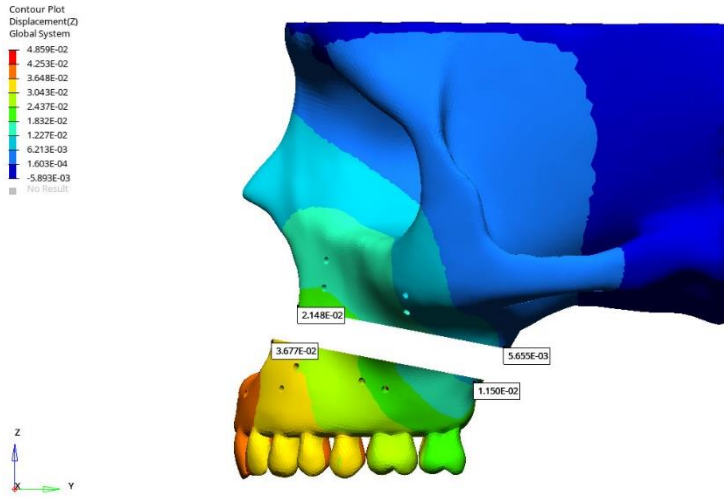
4.1.2. Tek parça plak fiksasyonu - vertikal yük altında yer değiştirme analizi



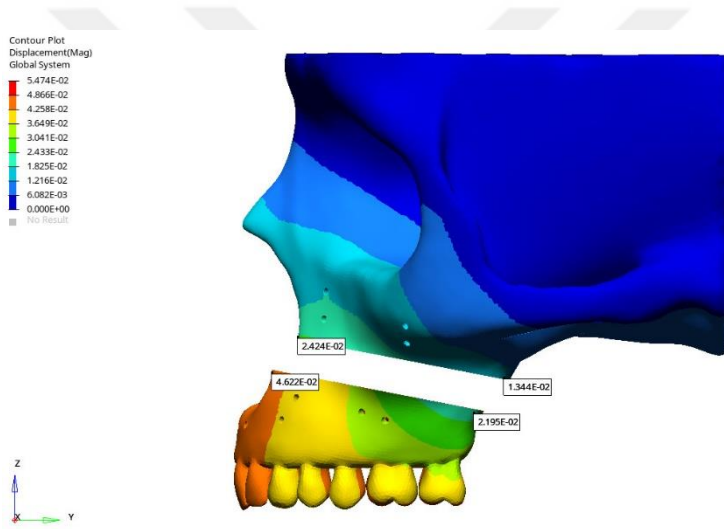
şekil 4.5. Tek parça plağın vertikal yük altındaki X ekseninde yer değiştirme görseli



şekil 4.6. Tek parça plağın vertikal yük altındaki Y ekseninde yer değiştirme görseli



Şekil 4.7. Tek parça plağın vertikal yük altındaki Z ekseninde yer değiştirme görseli



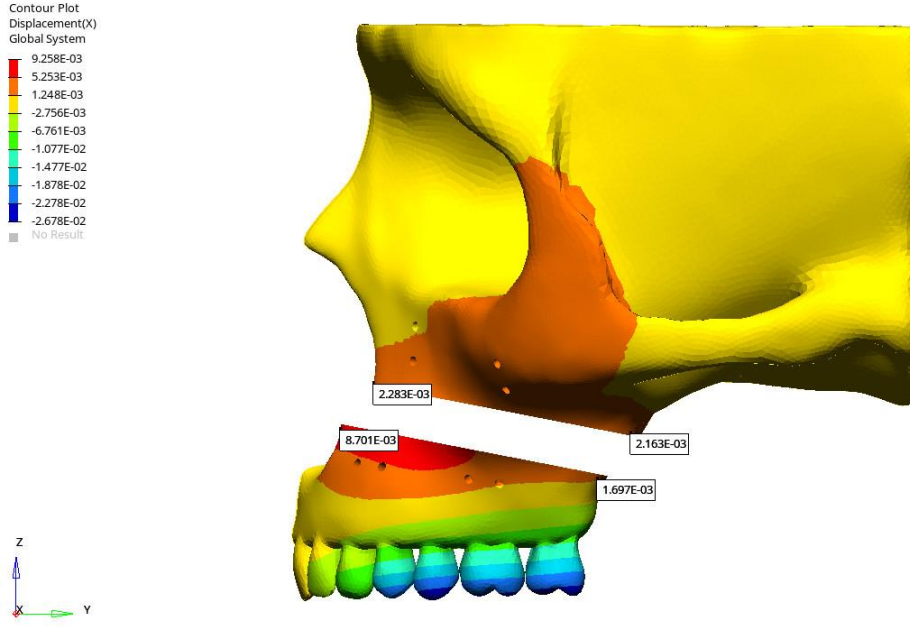
Şekil 4.8. Tek parça plağın vertikal yük altındaki toplam yer değiştirme görseli

Tablo 4.2. Tek parça plaklardaki vertikal yük altındaki yer değiştirme değerleri.

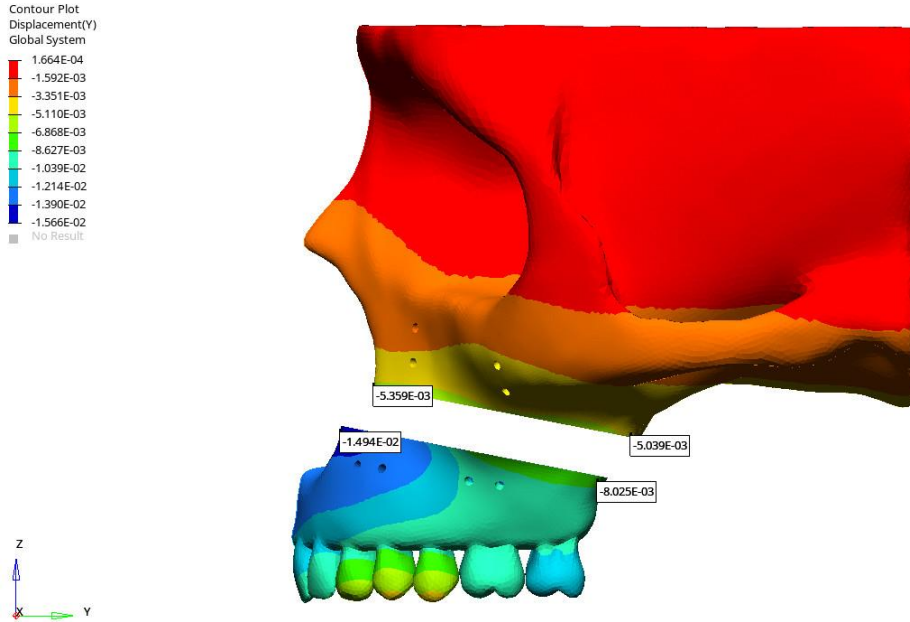
Yer Değiştirme Eksen	Anterior Değer (mm)	Posterior Değer (mm)	Toplam (Anterior+Posterior)
X	1.037×10^{-2}	2.488×10^{-3}	1.286×10^{-2}
Y	-2.601×10^{-2}	-1.852×10^{-2}	-4.453×10^{-2}
Z	3.677×10^{-2}	1.150×10^{-2}	4.827×10^{-2}
Toplam (mag)	4.622×10^{-2}	2.195×10^{-2}	6.817×10^{-2}

Vertikal yükleme altında, toplam yer değiştirme anterior bölgede posterior bölgeye göre belirgin şekilde daha yüksektir.

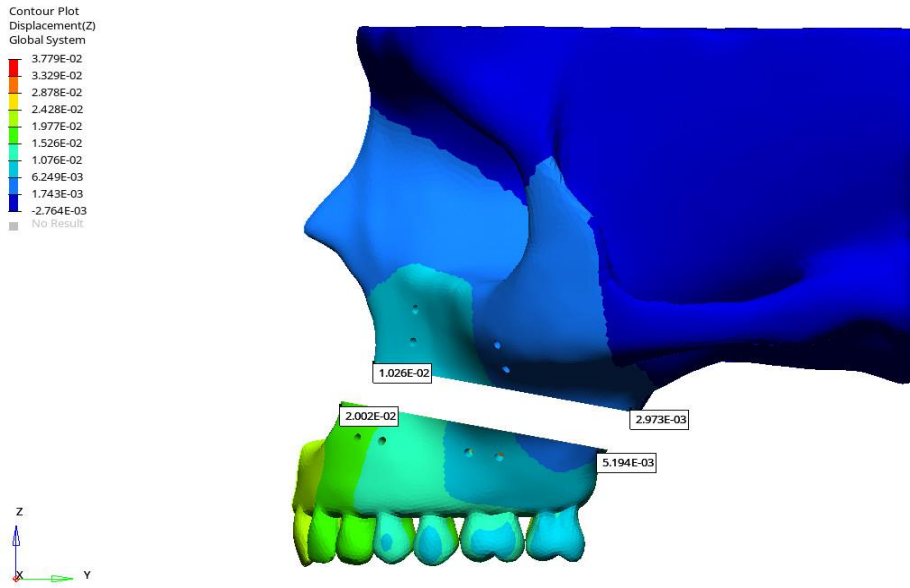
4.1.3. L plak fiksasyonunda oblik kuvvetler altındaki yer değiştirme analizleri



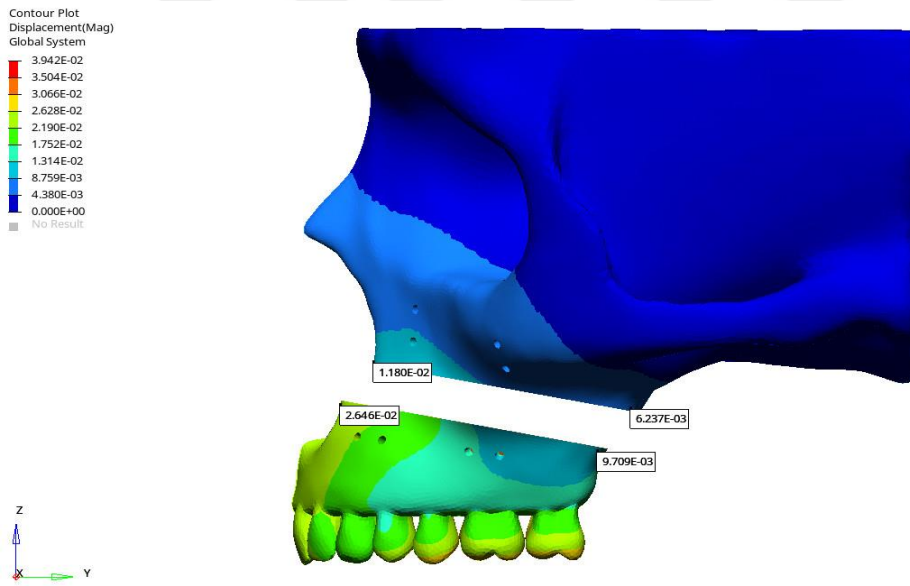
şekil 4.9. L plağın oblik y¼kler altındaki X eksenindeki yer değiştirme g¼rseli



şekil 4.10. L plağın oblik y¼kler altındaki Y eksenindeki yer değiştirme g¼rseli



Şekil 4.11. L plağın oblik yükler altındaki Z eksenindeki yer değiştirme görseli



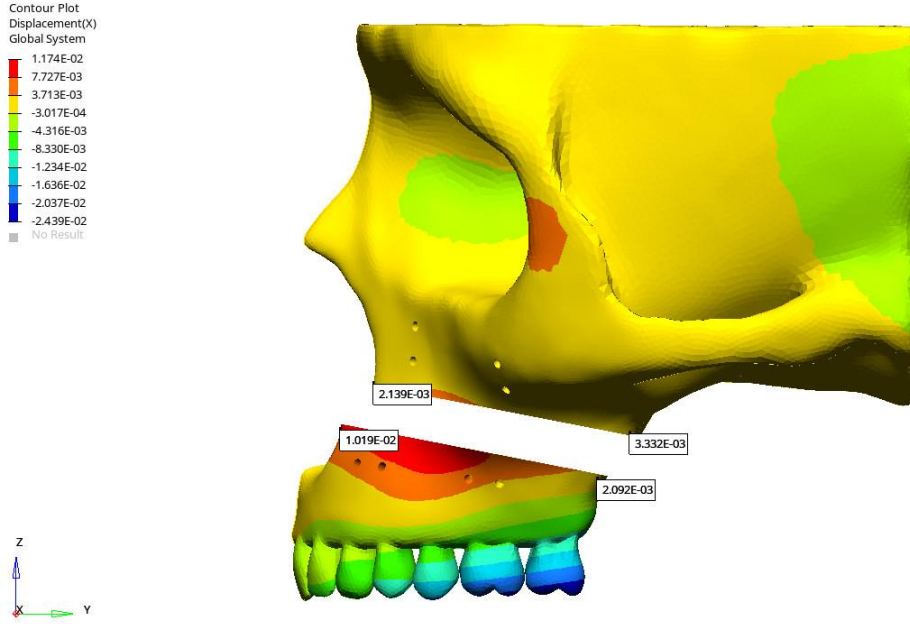
Şekil 4.12. L plağın oblik yükler altındaki toplam yer değiştirme görseli

Tablo 4.3. L plaklardaki oblik kuvvetler altındaki yer değiştirme değerleri

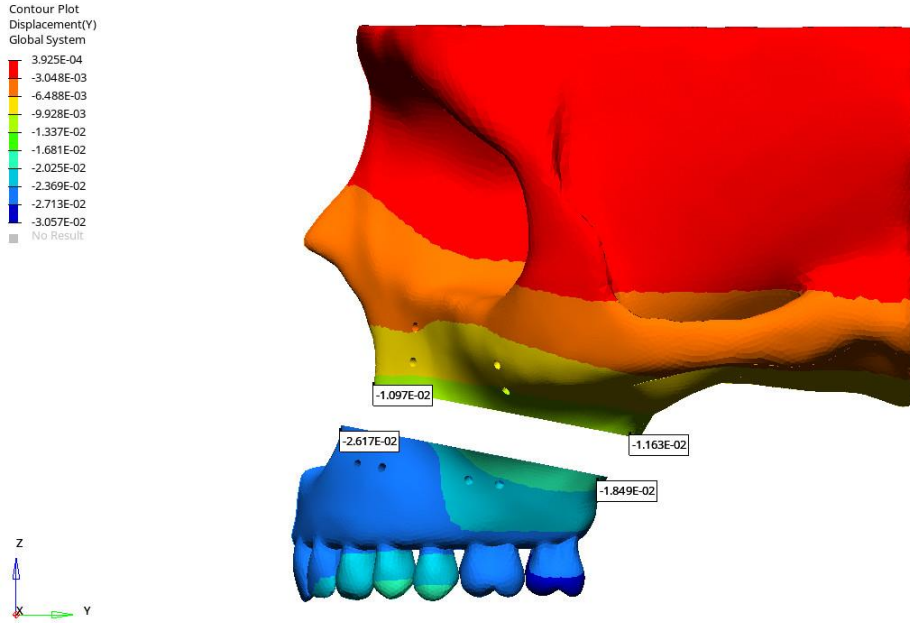
Yer Değiştirme Eksen	Anterior Değer (mm)	Posterior Değer (mm)	Toplam (Anterior+Posterior)
X	8.701×10^{-3}	1.697×10^{-3}	1.0398×10^{-2}
Y	-1.494×10^{-2}	-8.025×10^{-3}	-2.2965×10^{-2}
Z	2.002×10^{-2}	5.194×10^{-3}	2.5214×10^{-2}
Toplam(Mag)	2.646×10^{-2}	9.709×10^{-3}	3.6169×10^{-2}

En yüksek yer değiştirme değeri yine anterior bölgede meydana gelmiştir.

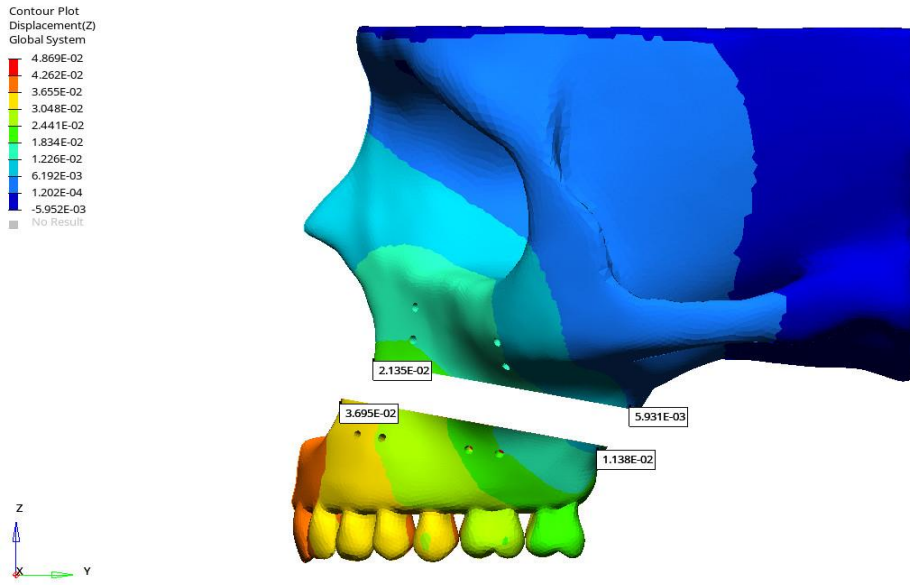
4.1.4. L plak fiksasyonu - vertikal kuvvetler altındaki yer değiştirme analizleri



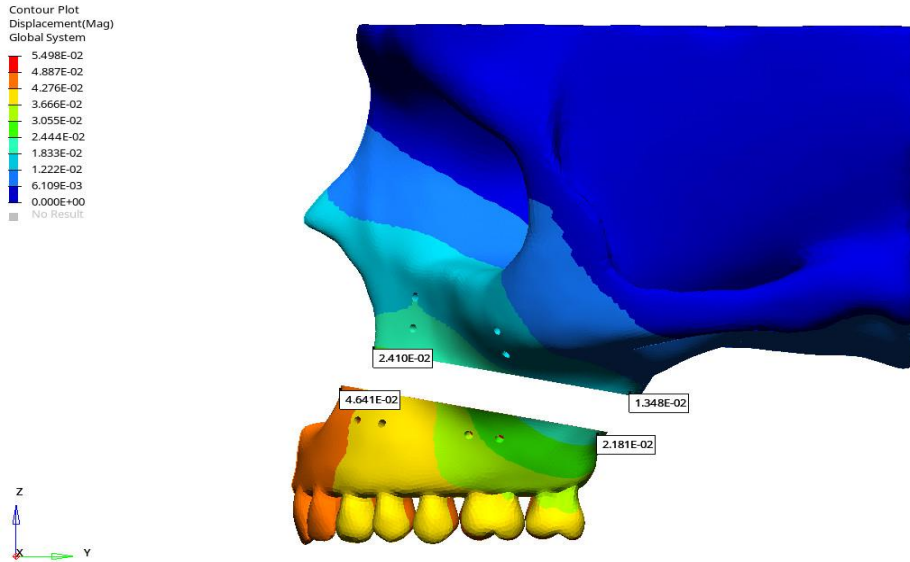
Şekil 4.13. L plağın vertikal yükler altındaki X eksenindeki yer değiştirme görseli



Şekil 4.14. L plağın vertikal yükler altındaki Y eksenindeki yer değiştirme görseli



Şekil 4.15. L plağın vertikal yükler altındaki Z eksenindeki yer değiştirme görseli



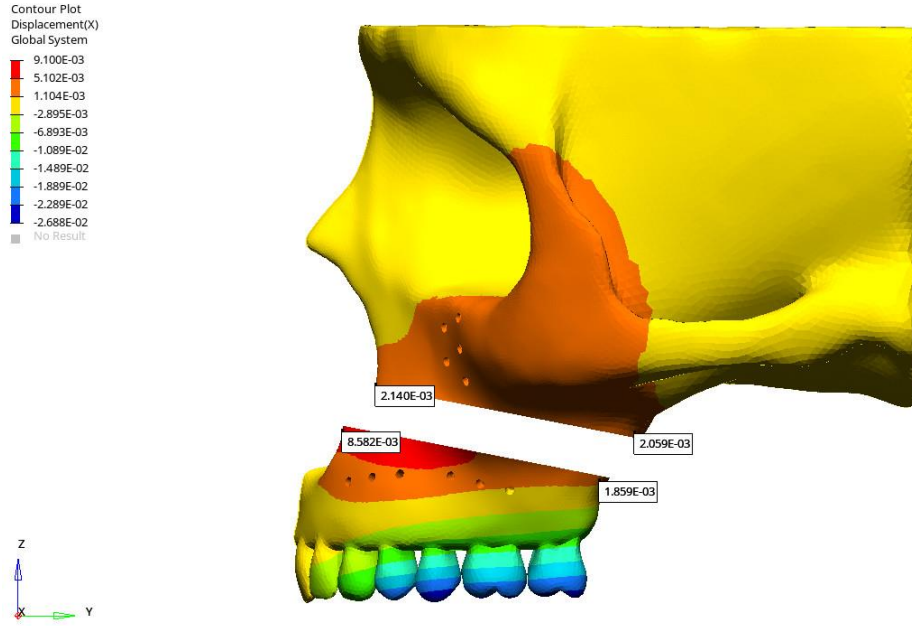
Şekil 4.16. L plağın vertikal yükler altındaki toplam yer değiştirme görseli

Tablo 4.4. L plaklardaki vertikal kuvvetler altındaki yer değiştirme değerleri

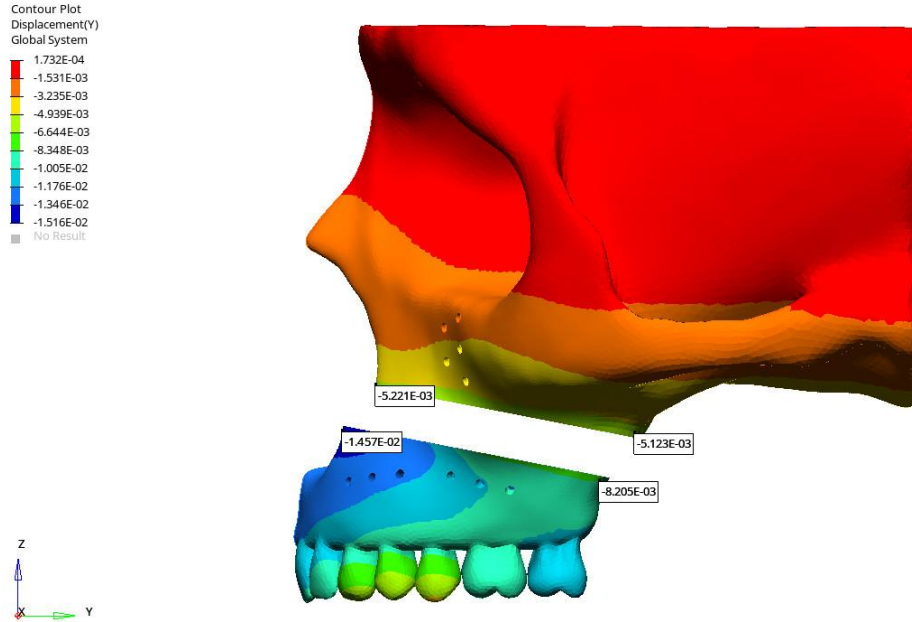
Yer Değiştirme Eksen	Anterior Değer (mm)	Posterior Değer (mm)	Toplam (Anterior + Posterior)
X	1.019×10^{-2}	2.902×10^{-3}	1.2282×10^{-2}
Y	-2.167×10^{-2}	-1.849×10^{-2}	-4.466×10^{-2}
Z	3.695×10^{-2}	1.138×10^{-2}	4.833×10^{-2}
Toplam(Mag)	4.641×10^{-2}	2.181×10^{-2}	6.822×10^{-2}

Bu değerler incelendiğinde, vertikal yükleme altında L plak fiksasyonu uygulandığında da en fazla hareketin anterior noktada meydana geldiği görülmektedir.

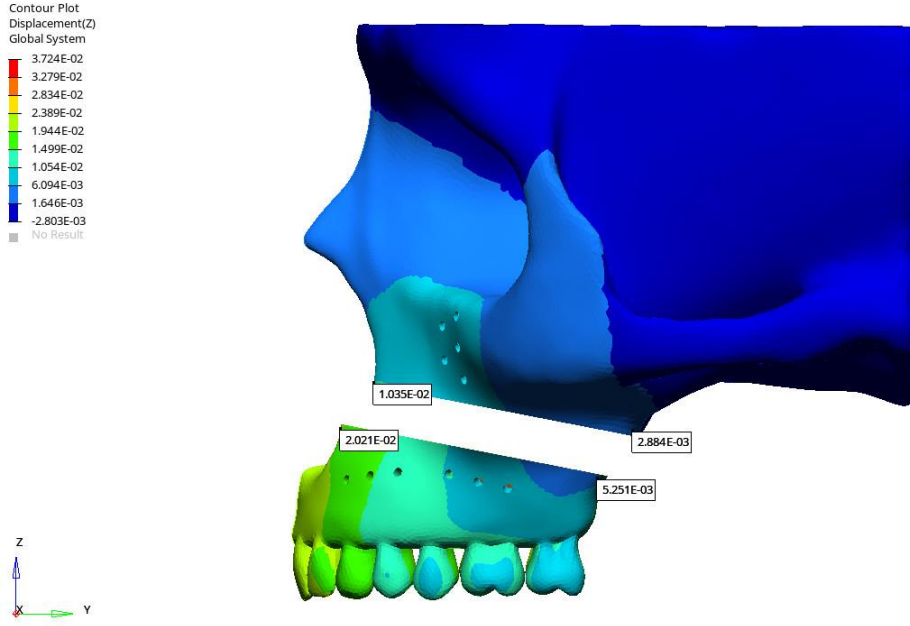
4.1.5. Prebent plak fiksasyonu - oblik kuvvetler altında yer değiştirme analizi görselleri



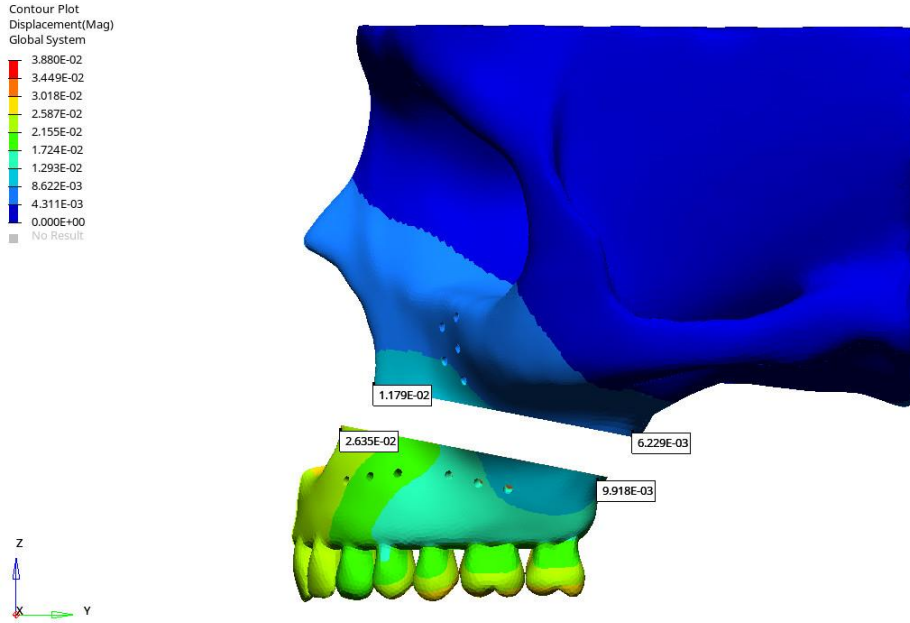
Şekil 4.17. Prebent plağın oblik yükler altındaki X eksenindeki yer değiştirme görseli



Şekil 4.18. Prebent plağın oblik yükler altındaki Y eksenindeki yer değiştirme görseli



Şekil 4.19. Prebent plağın oblik yükler altındaki Z eksenindeki yer değiştirme görseli



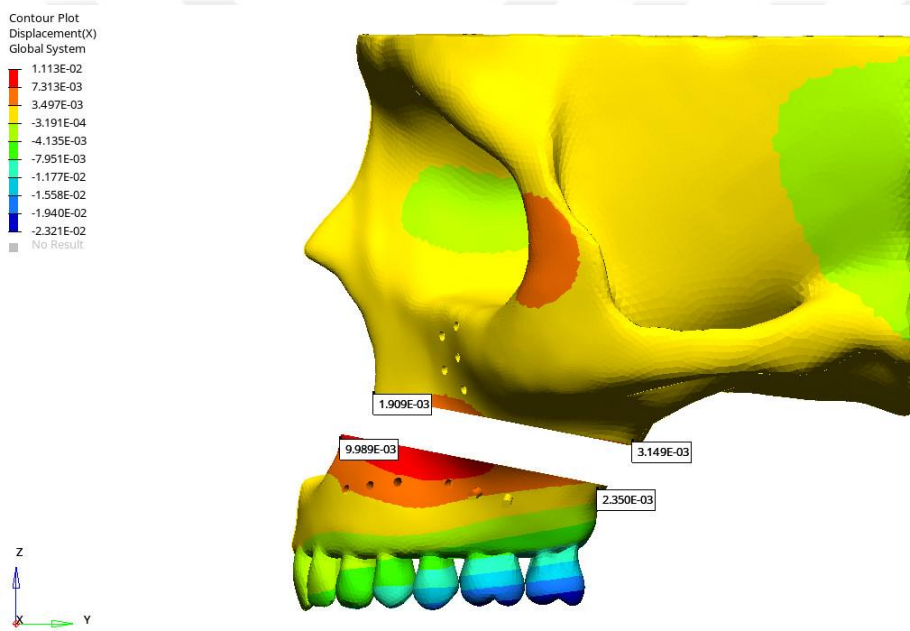
Şekil 4.20. Prebent plağın oblik yükler altındaki toplam yer değiştirme görseli

Bu değerlere göre, oblik yükleme altında prebent plak fiksasyonu uygulandığında en fazla hareket anterior noktada meydana gelmiştir.

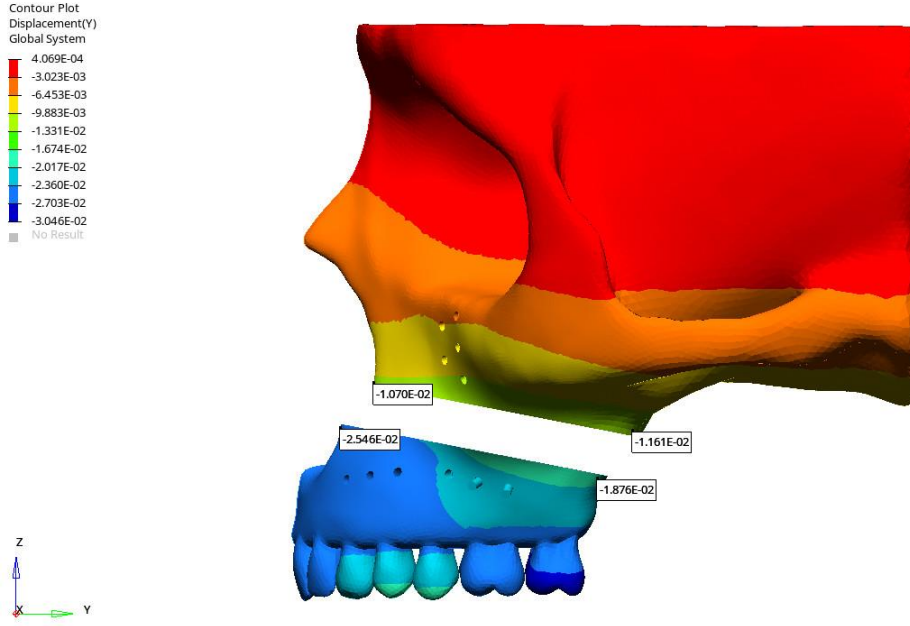
Tablo 4.5. Prebent plaklardaki oblik yükler altındaki yer değıştirme değeri

Yer Değıştirme Eksen	Anterior Değeri (mm)	Posterior Değeri (mm)	Toplam (Anterior+Posterior)
X	8.582×10^{-3}	1.859×10^{-3}	1.0441×10^{-2}
Y	-1.457×10^{-2}	-8.205×10^{-3}	-2.2775×10^{-2}
Z	2.021×10^{-2}	5.251×10^{-3}	2.5461×10^{-2}
Toplam(Mag)	2.635×10^{-2}	9.918×10^{-3}	3.6268×10^{-2}

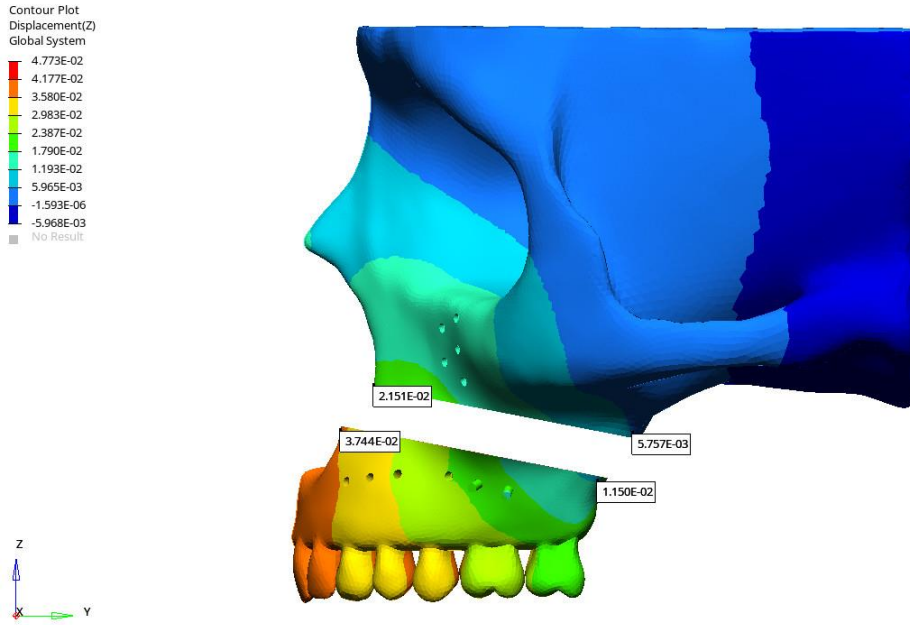
4.1.6. Prebent plak fiksasyonu - vertikal kuvvetler altındaki yer değıştirme analizi görselleri



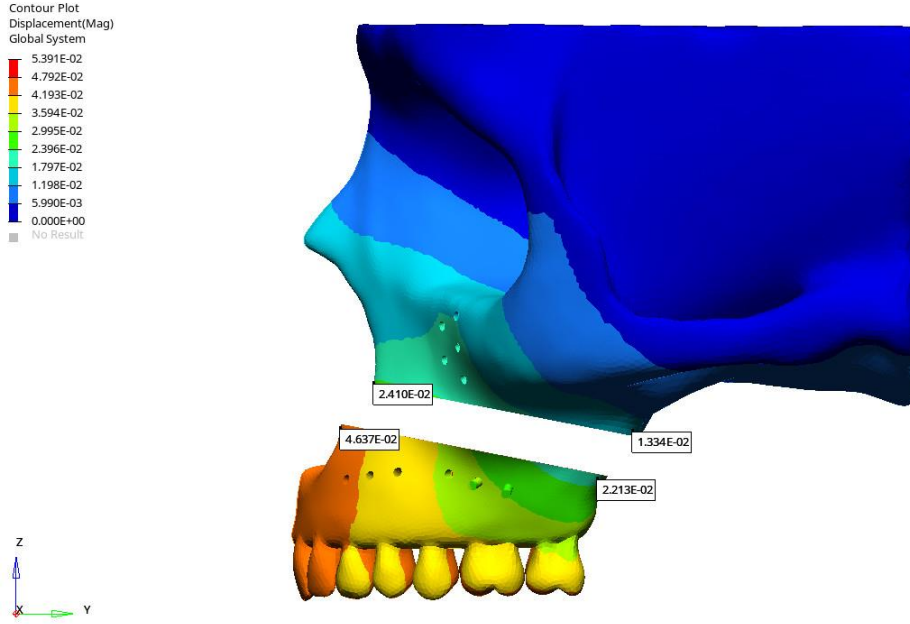
Şekil 4.21. Prebent plağın vertikal yükler altındaki X eksenindeki yer değıştirme görseli



Şekil 4.22. Prebent plağın vertikal yükler altındaki Y eksenindeki yer değiştirme görseli



Şekil 4.23. Prebent plağın vertikal yükler altındaki Z eksenindeki yer değiştirme görseli



Şekil 4.24. Prebent plağın vertikal yükler altındaki toplam yer değiştirme görseli

Tablo 4.6. Prebent plaklarda vertikal yükteki yer değiştirme değerleri

Yer Değiştirme Eksen	Anterior Değer (mm)	Posterior Değer (mm)	Toplam (Anterior+Posterior)
X	9.989×10^{-3}	2.350×10^{-3}	1.2339×10^{-2}
Y	-2.546×10^{-2}	-1.876×10^{-2}	-4.422×10^{-2}
Z	3.744×10^{-2}	1.150×10^{-2}	4.894×10^{-2}
Toplam(Mag)	4.637×10^{-2}	2.213×10^{-2}	6.850×10^{-2}

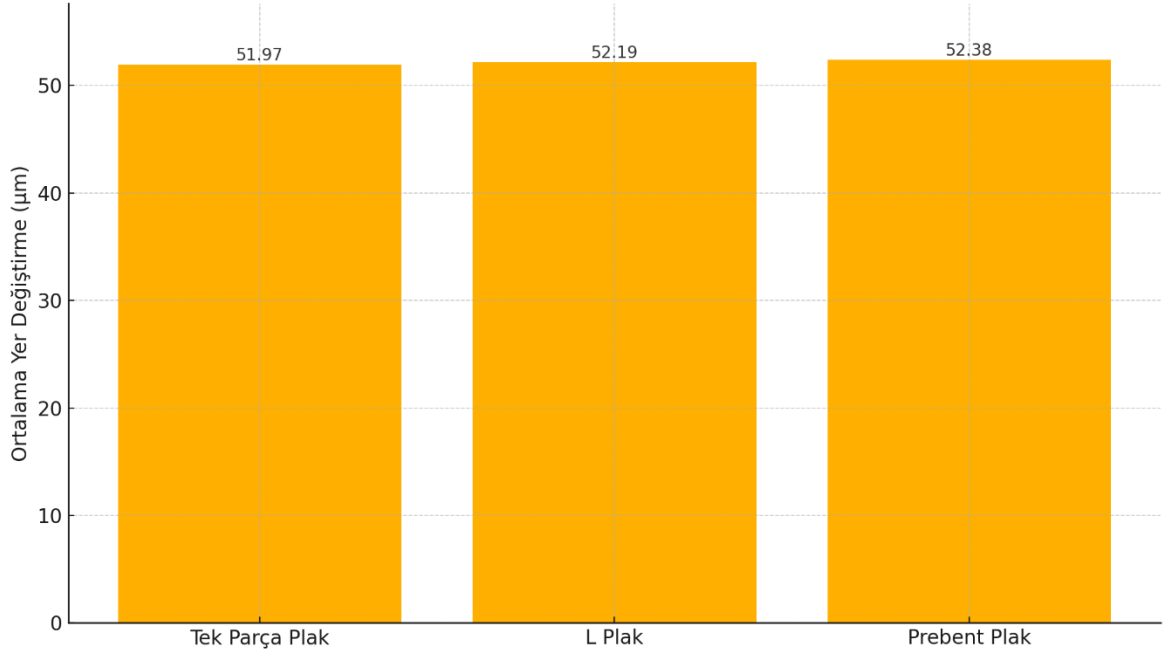
Analizlerde en fazla hareketin anterior maksilla bölgesinde olduğu görülmüştür.

Bu ortalama değerlere göre:

- En az genel ortalama toplam yer değiştirme: Tek Parça Plak (≈ 0.051 mm)
- En çok genel ortalama toplam yer değiştirme: Prebent Plak (≈ 0.052 mm)

Tablo 4.7. Ortalama yer değiştirme miktarları

Plak Tipi	Ortalama (μm)
Tek Parça Plak	51.97 μm
L Plak	52.19 μm
Prebent Plak	52.38 μm

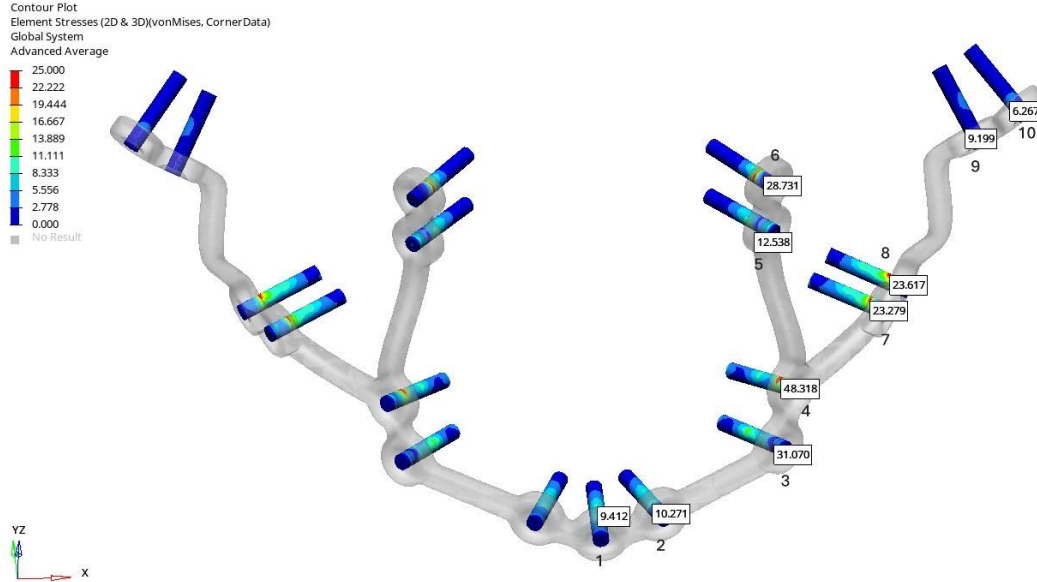


Şekil 4.25. Ortalama toplam yer değiştirme grafiği

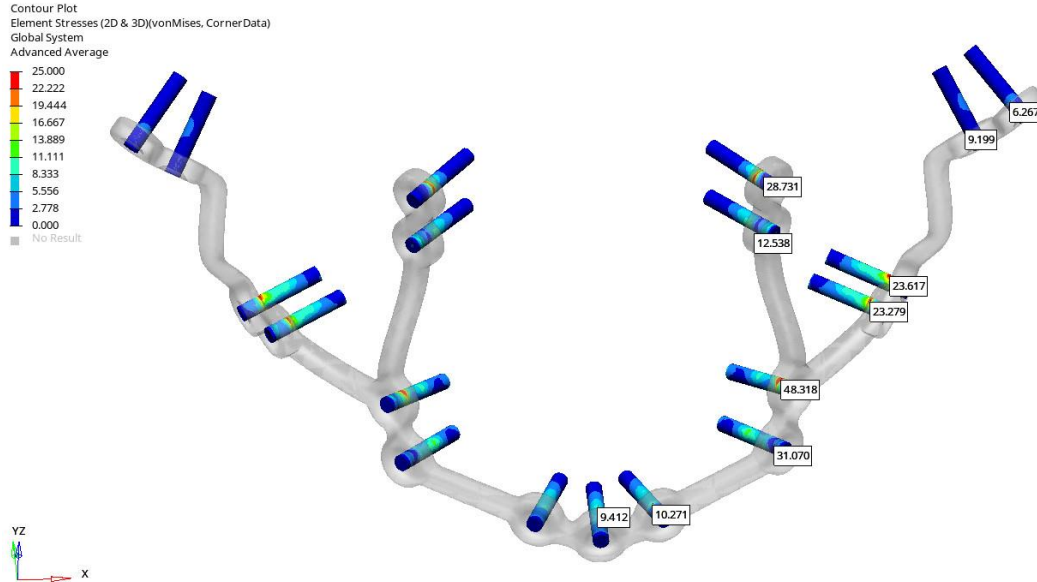
- **Tek Parça Plak (51,97 µm)** en düşük ortalama yer değiştirmeyi göstererek minimal düzeyde segment hareketine izin vermiştir.
- **L Plak (52,19 µm)** benzer bir performans sergileyip yalnızca $\pm 0,22$ µm’lik farkla orta düzeyde yer değiştirme sağlamıştır.
- **Prebent Plak (52,38 µm)** en yüksek ortalama yer değiştirmeyi gösterse de Tek Parça Plak’tan farkı $\approx 0,41$ µm gibi klinik olarak küçük bir seviyededir.

4.2. Vidalardaki Stres Analizleri

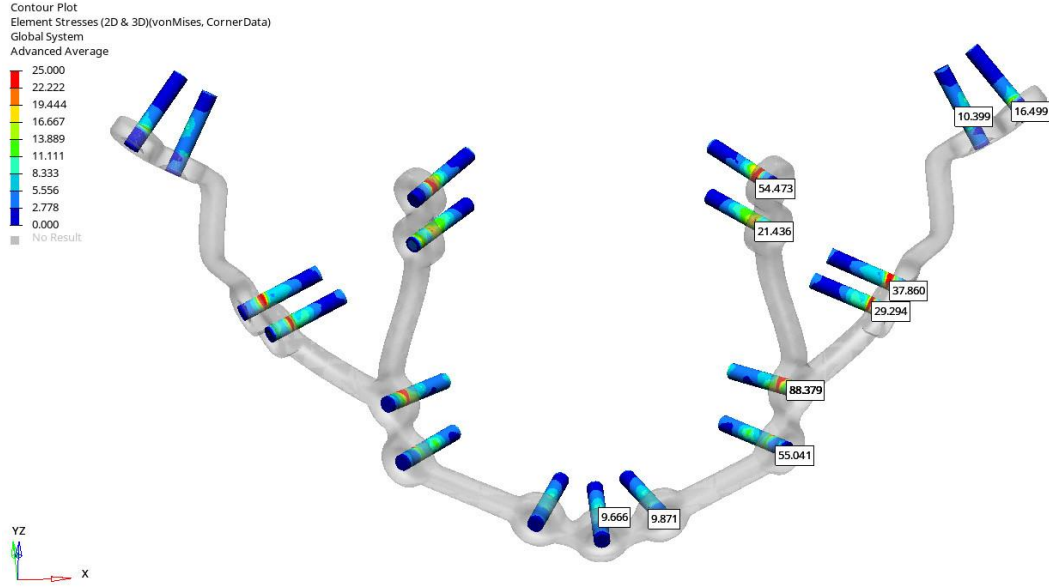
4.2.1. Tek parça plak sistemindeki vidalardaki stres değerleri



Şekil 4.26. Numaralandırma İçin Kullanılan Görsel



Şekil 4.27. Oblik Yükler Altındaki Stres Analizi Görseli

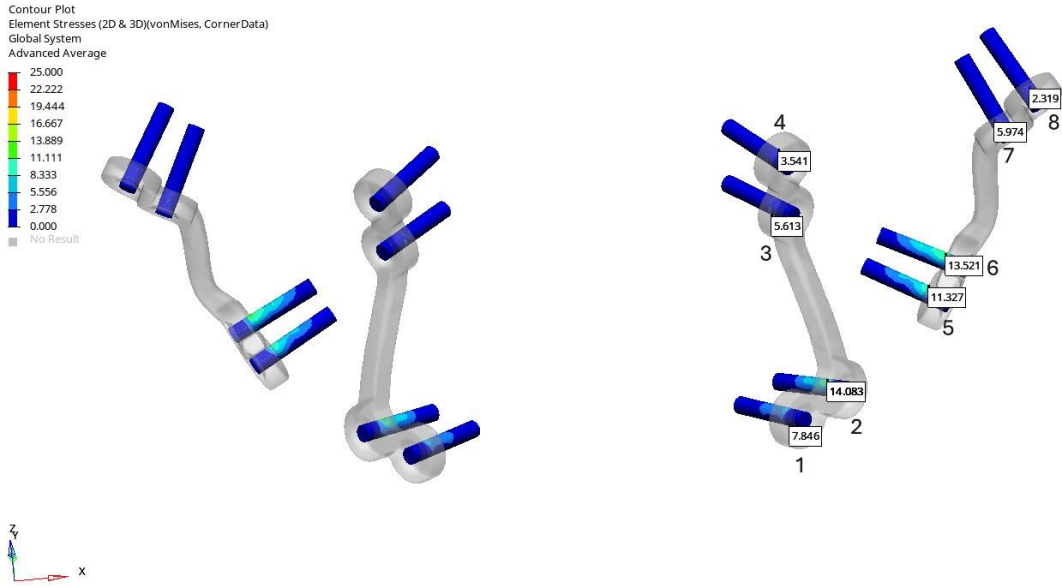


Şekil 4.28. Vertikal Kuvvetler Altındaki Stres Analizi Görseli

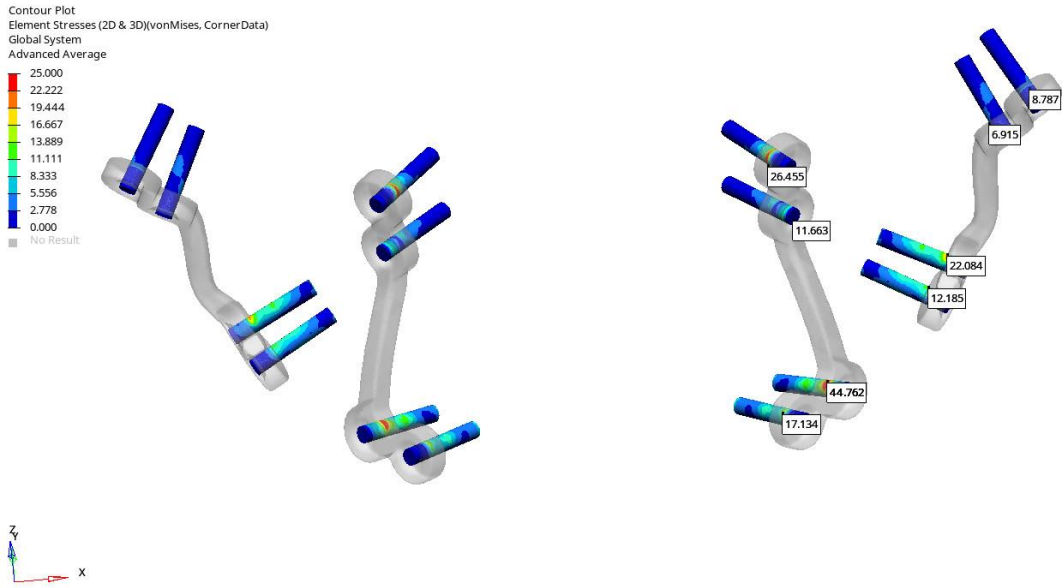
Tablo 4.8. Tek parça plaklardaki vidaların Von Mises stres değerleri

Yükleme Tipi	1. Vida	2. Vida	3. Vida	4. Vida	5. Vida	6. Vida	7. Vida	8. Vida	9. Vida	10. Vida	Ortalama
Oblik yük altında vida gerilme değerleri (MPa).	9.412	10.271	31.070	48.318	12.538	28.731	23.279	23.617	9.199	6.267	20.842
Vertikal yük altında vida gerilme değerleri (MPa).	9.666	9.871	55.041	88.379	21.436	54.473	29.294	37.860	10.399	16.499	34.535

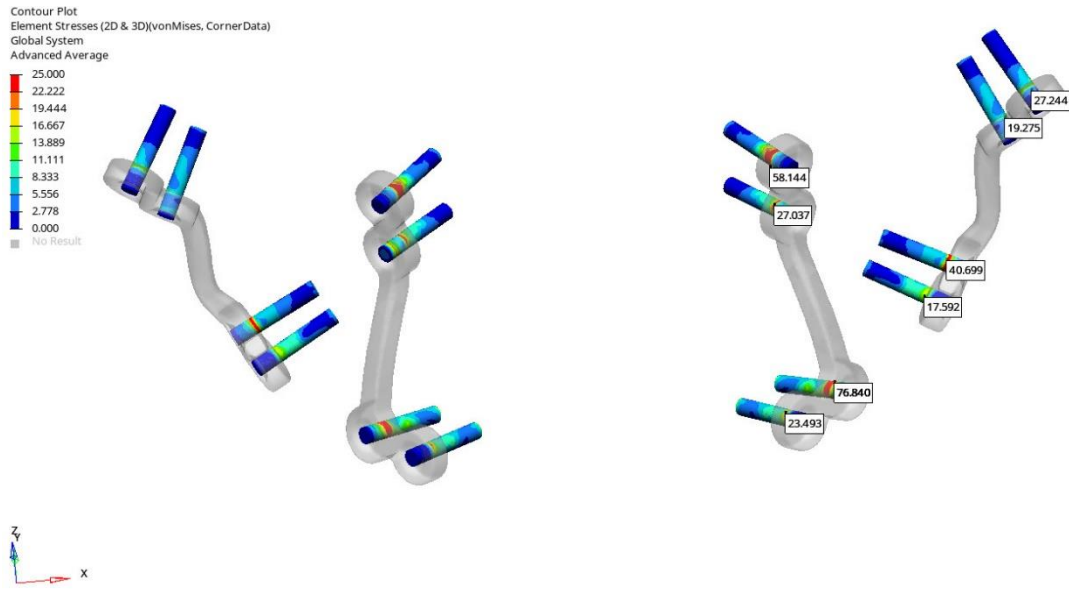
4.2.2. L plak fiksasyonundaki vida stresleri



Şekil 4.29. Numaralandırma İçin Kullanılan Görsel



Şekil 4.30. Oblik Kuvvetler Altındaki Stres Analizi Görseli

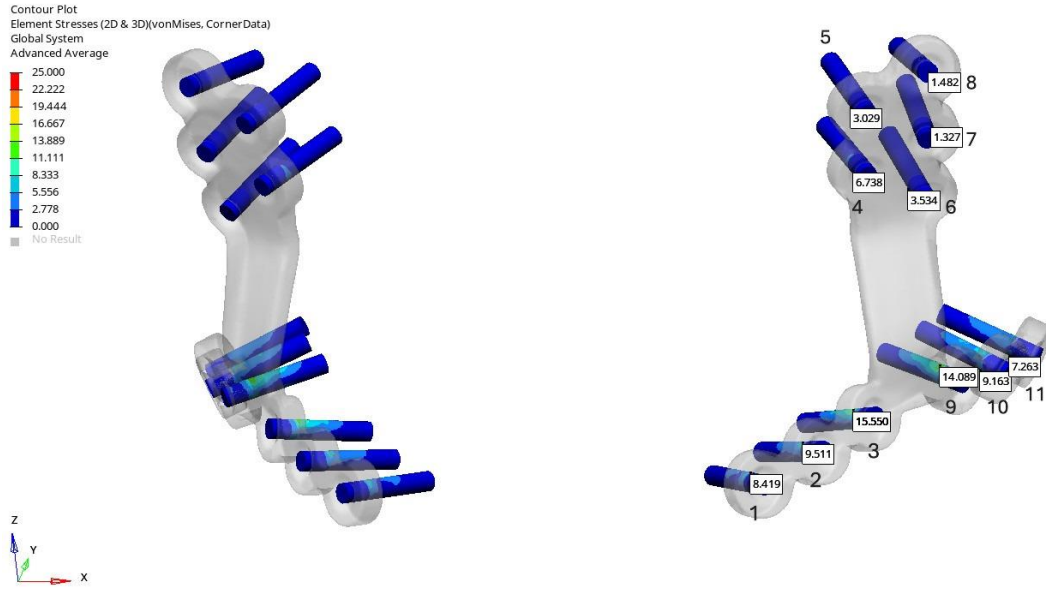


Şekil 4.31. Vertikal Kuvvetler Altındaki Stres Analizi Görseli

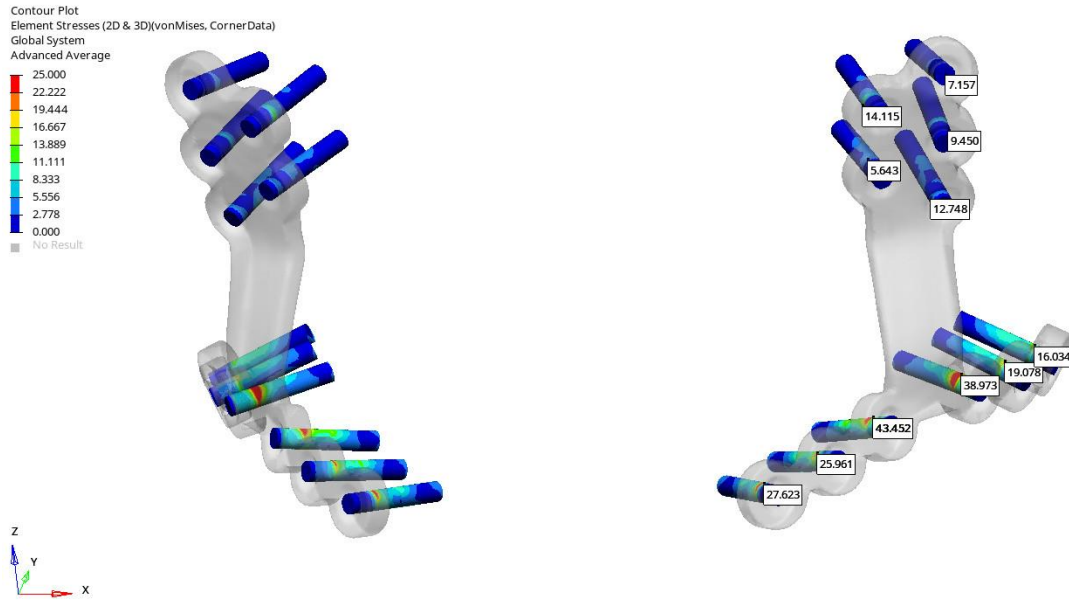
Tablo 4.9. L plaktaki vidaların Von Mises stres değerleri.

Yükleme Tipi	Vida 1	Vida 2	Vida 3	Vida 4	Vida 5	Vida 6	Vida 7	Vida 8	Ortalama
Oblik yük altında vida gerilme değerleri (MPa).	17.134	44.762	11.663	26.455	12.185	22.084	6.915	8.787	18.748
Vertikal yük altında vida gerilme değerleri (MPa).	23.493	76.840	27.037	58.144	17.592	40.699	19.275	27.244	36.291

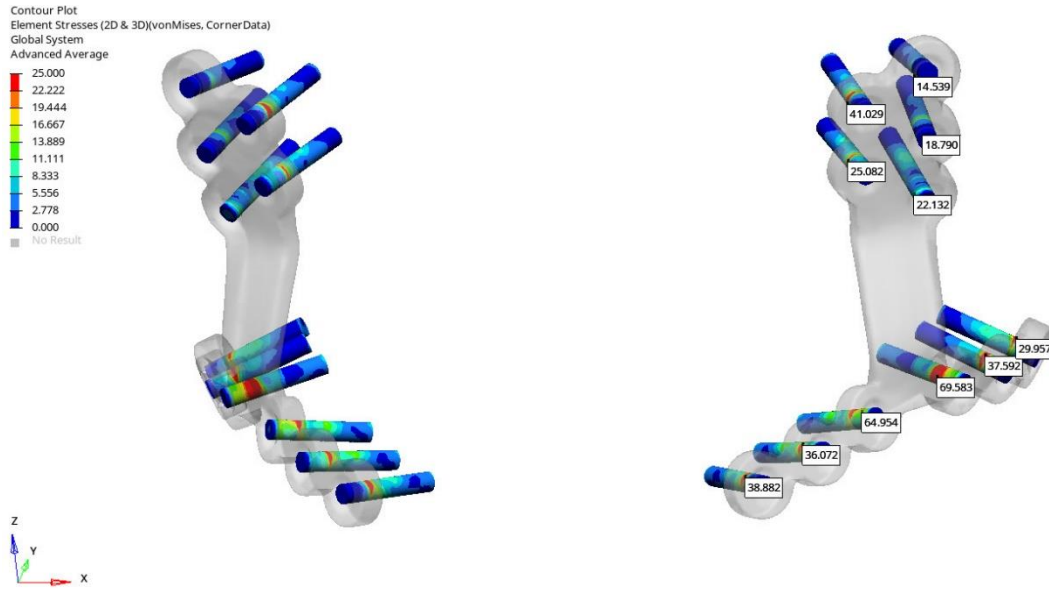
4.2.3. Prebent plak fiksasyonundaki vida stresleri



Şekil 4.32. Numaralandırma için kullanılan görsel



Şekil 4.33. Prebent plaktaki vidaların oblik yükler altındaki stres değerleri



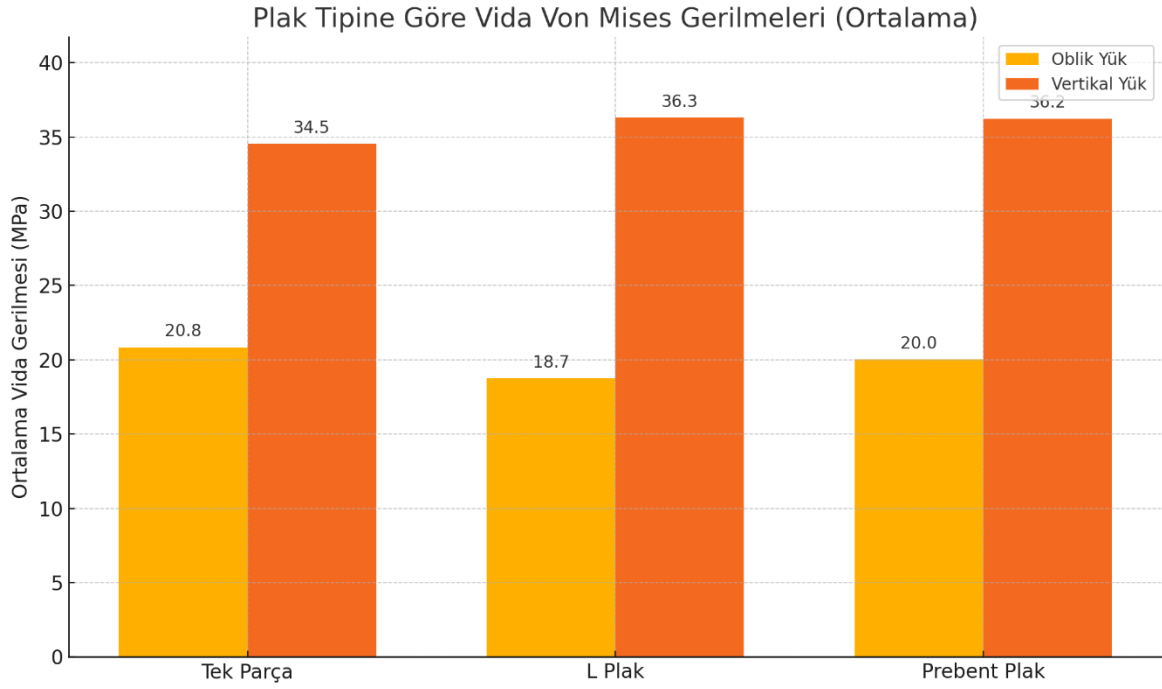
Şekil 4.34. Prebent plaktaki vidaların vertikal yükler altındaki stres değerleri

Tablo 4.10. Prebent plarlarda kullanılan vidalardaki Von Mises gerilimleri

Kuvvet Yönü	Vida 1	Vida 2	Vida 3	Vida 4	Vida 5	Vida 6	Vida 7	Vida 8	Vida 9	Vida 10	Vida 11	Ortalama
Oblik yük altında vida gerilme değerleri (MPa).	27.623	25.961	43.452	5.643	14.115	12.748	9.450	7.157	38.973	19.078	16.034	20.021
Vertikal yük altında vida gerilme değerleri (MPa).	38.882	36.072	64.954	25.082	41.029	22.132	18.790	14.539	69.583	37.592	29.957	36.237

Tablo 4.11. Yük yönüne göre plak tiplerinin ortalama vida gerilmeleri (MPa)

Yük yönü	Tek parça plak	L plak	Prebent plak
Oblik	20.842	18.748	20.021
Vertikal	34.535	36.291	36.237

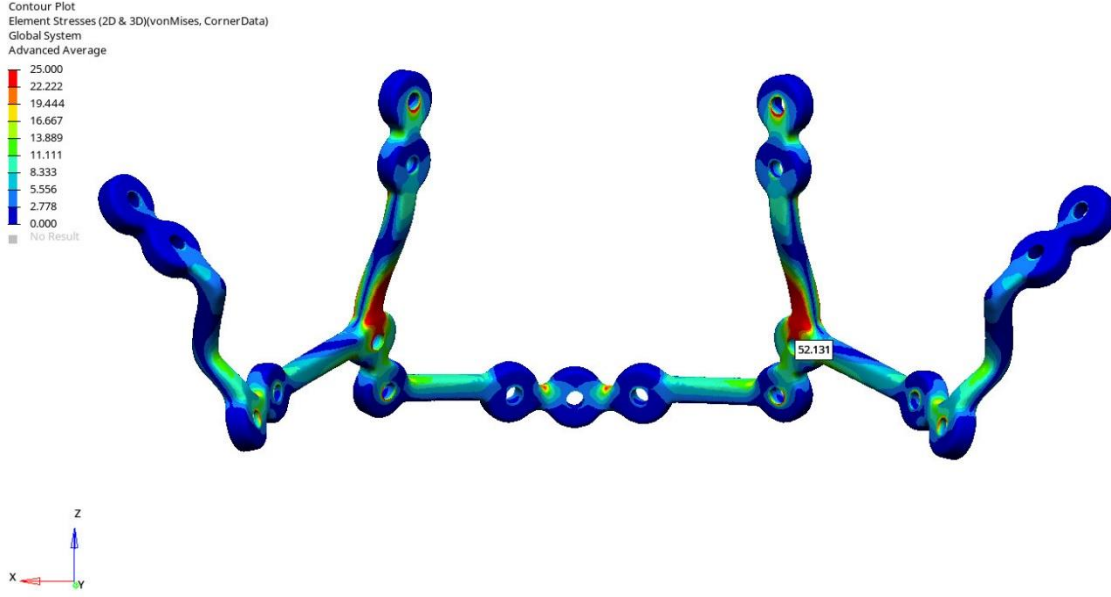


Şekil 4.35. Yük yönlerine göre plak tiplerinin ortalama vida gerilmeleri

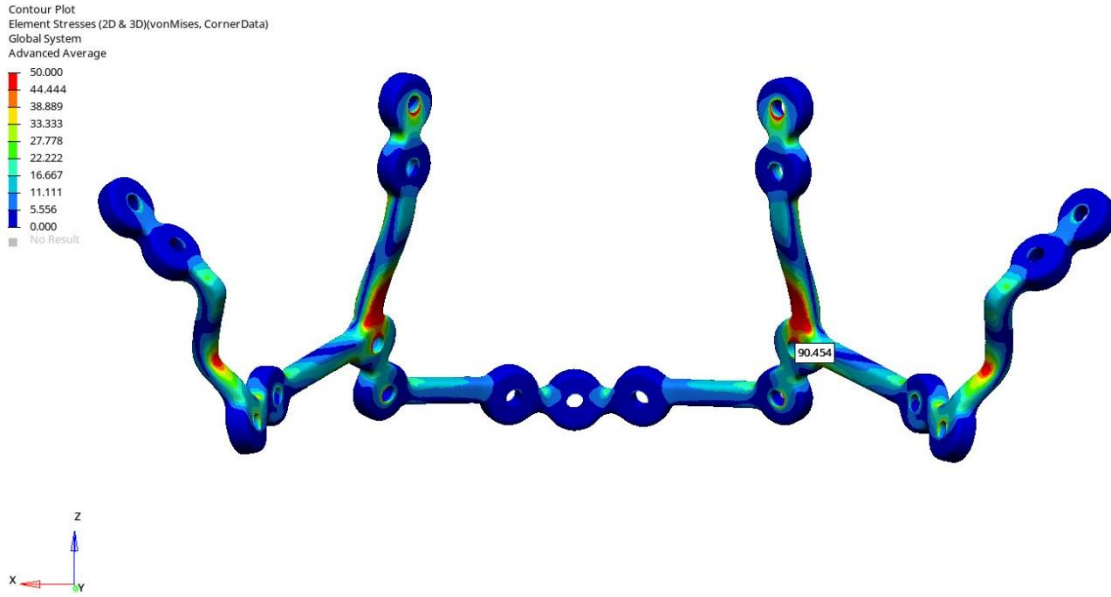
Vertikal yük uygulandığında, tüm plak tiplerinde vida gerilmesi oblik yüke kıyasla ortalama olarak yaklaşık 1,7-2 kat artmaktadır; oransal artışın en belirgin olduğu sistem L plak olup gerilme yüzde 94 yükselmiştir. Oblik yük altında ortalama gerilme değeri en düşük L plakta (18,7 MPa), en yüksek tek parça plakta (20,8 MPa) görülmüş; aradaki fark 2 MPa'dan küçük olduğu için klinik açıdan sınırlı önem taşımaktadır. Vertikal yükte ise ortalamalar 34-36 MPa bandında sıkışmakta ve en yüksek değer yine L plakta kaydedilmektedir. Bununla birlikte bazı vidalar ortalamanın çok üzerinde stres taşımaktadır: tek parça plakta Vida 4 vertikal yükte 88,4 MPa'ye, prebent plakta Vida 9 ise 69,6 MPa'ye ulaşarak lokal risk bölgeleri oluşturmuştur.

4.3. Plaklar Üzerindeki Von Mises Gerilmeleri

4.3.1. Tek parça plaklar üzerindeki von mises gerilimleri



Şekil 4.36. Tek parça plakların oblik yükler altındaki Von Mises Gerilmeleri



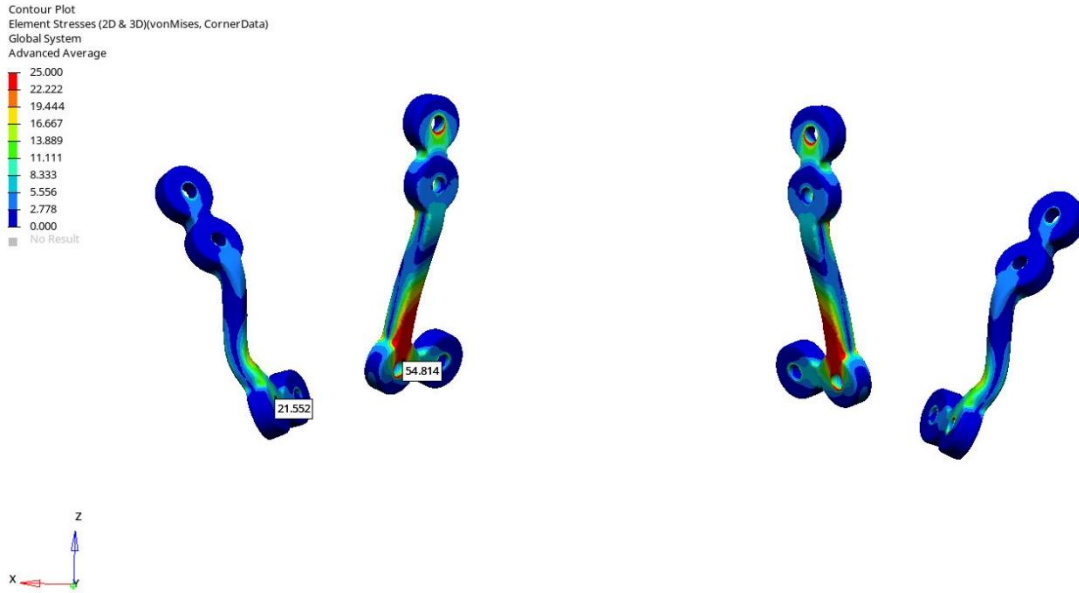
Şekil 4.37. Tek parça plakların vertikal yükler altındaki Von Mises gerilmeleri

Tablo 4.12. Tek parça plaklardaki en yüksek Von Mises değerleri

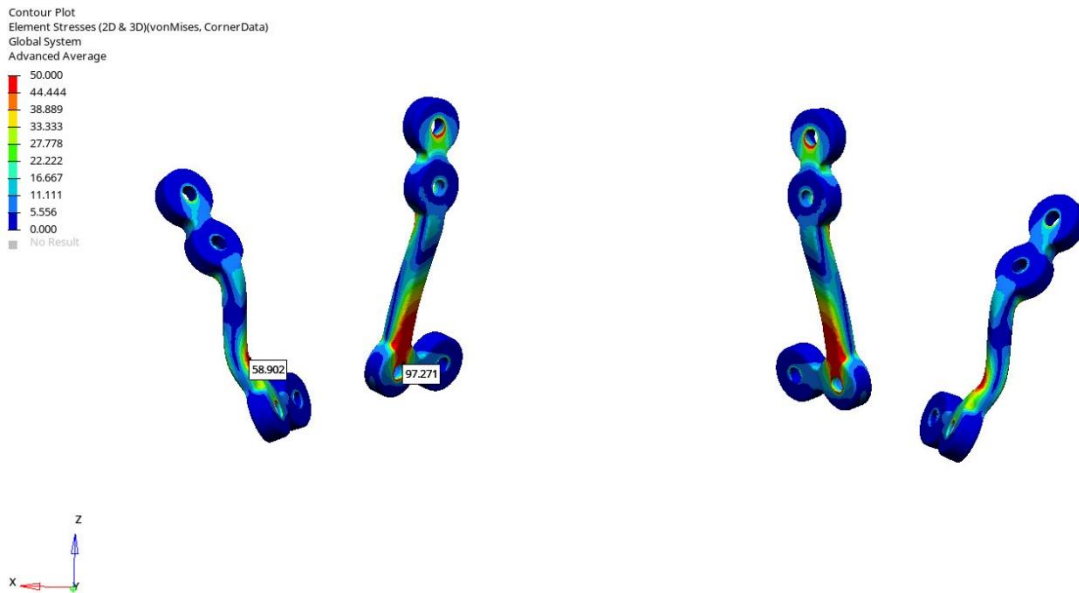
Kuvvet Yönü	Max. Von Mises Gerilme (MPa)
Oblik	52.131
Vertikal	90.454

En yüksek Von mises gerilmeleri üç yönden uygulanan kuvvet analizlerinde de tek parça plağın anterior ve lateral kollarının birleşim yerlerinde görülmektedir. Tüm kuvvet yönlerindeki maksimum Von Mises gerilmeler titanyumun akma dayanımından çok düşük seviyede kalmıştır. Bu nedenle tek parça plak tasarımı elastik sınırlar içerisinde kalmaktadır.

4.3.2. L plaklar üzerindeki von mises gerilmeleri



Şekil 4.38. L plakların oblik yükler altındaki Von Mises gerilme değerleri



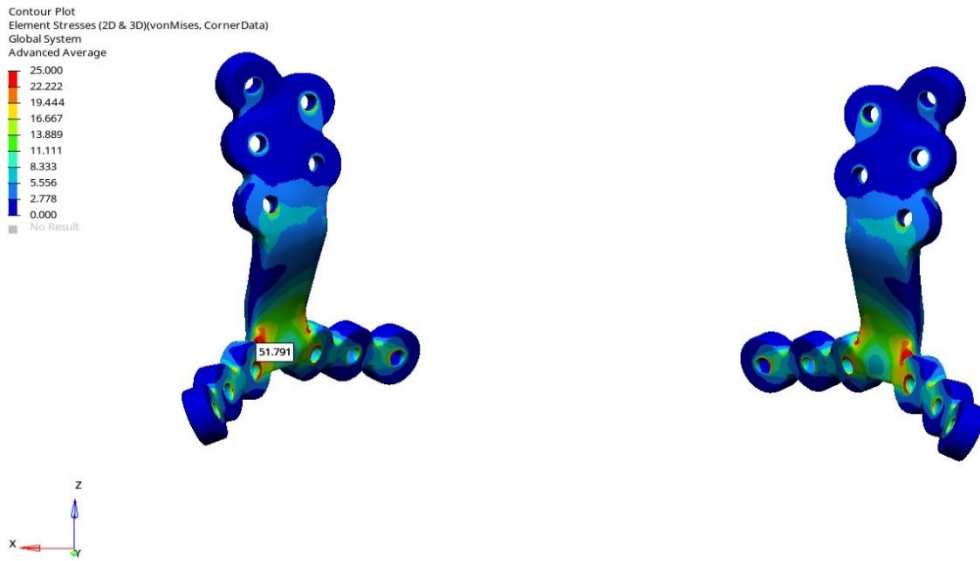
Şekil 4.39. L plakların vertikal yükler altındaki Von Mises gerilme değerleri

Tablo 4.13. L plaklardaki en yüksek Von Mises değerleri.

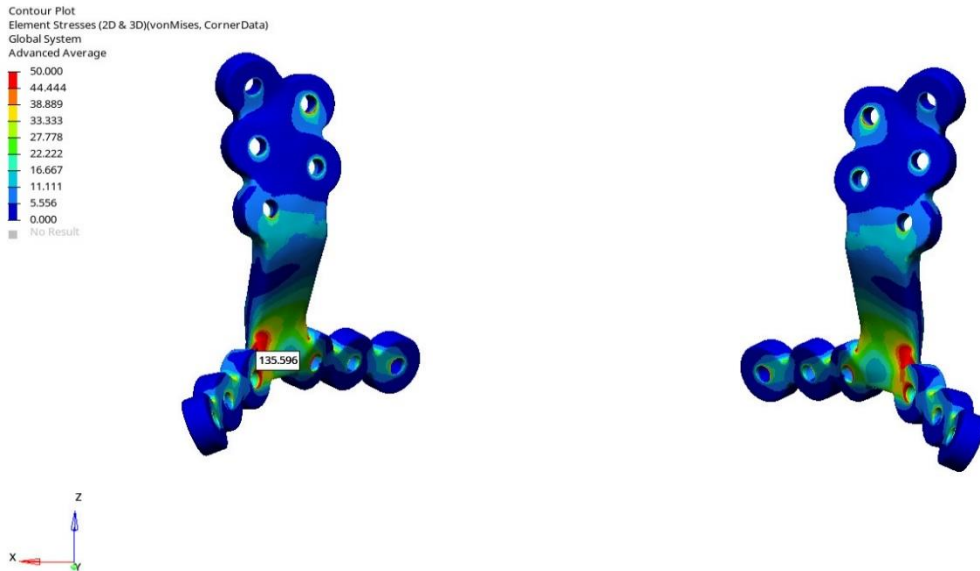
Kuvvet Yönü	Max. Von Mises Gerilme (MPa)
Oblik	54.814
Vertikal	97.271

Maksimum Von Mises gerilmelerinin görüldüğü bölgeler genellikle anteriordaki ve posteriordaki plağın alt kesi hattına yakın köşesinde görülmektedir ancak bu plaklarda da titanyumun akma değerlerinin çok altında kalmaktadır.

4.3.3. Prebent plaklar üzerindeki von mises gerilmeleri



Şekil 4.40. Prebent plakların oblik yükler altındaki Von Mises gerilme değerleri



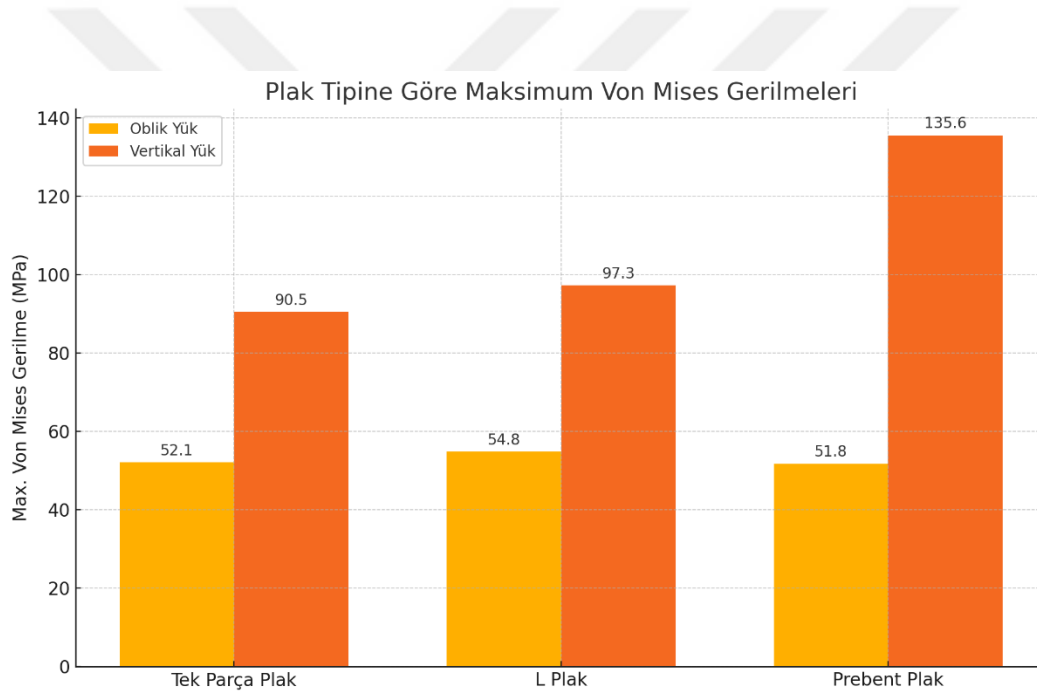
Şekil 4.41. Prebent plakların vertikal yükler altındaki Von Mises gerilme değerleri

Tablo 4.14. Prebent plaklardaki en yüksek Von Mises değerleri.

Kuvvet Yönü	Max. Von Mises Gerilme (MPa)
Oblik	51.791
Vertikal	135.596

Tablo 4.15. Yük yönüne göre plak tiplerinin maksimum Von Mises gerilmeleri (MPa)

Kuvvet Yönü	Oblik	Vertikal
Tek parça plak	52.131	90.454
L plak	54.814	97.271
Prebent plak	51.791	135.596

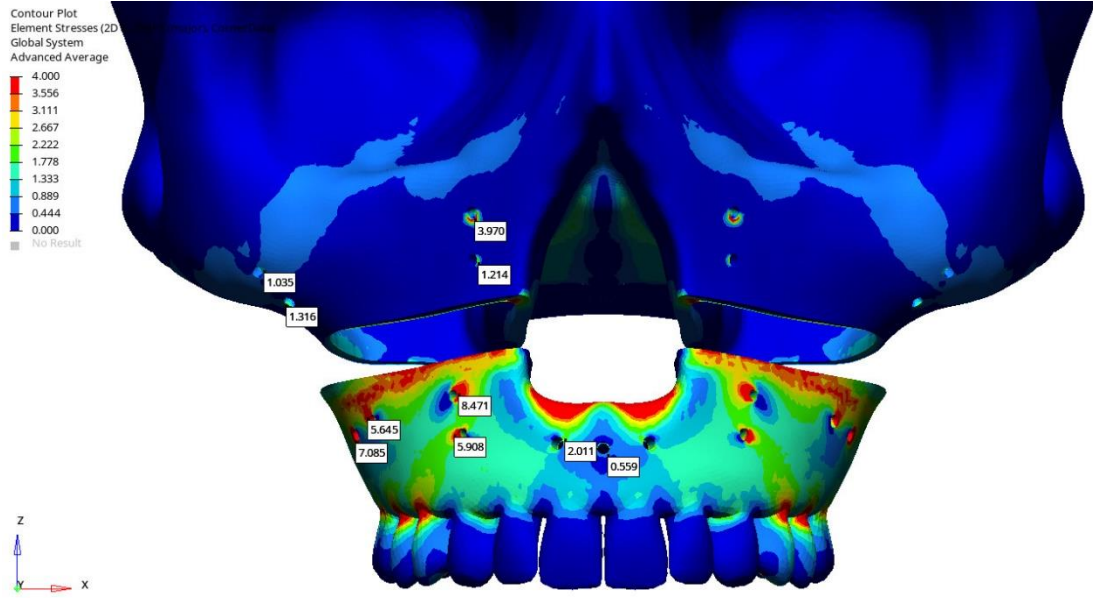


Şekil 4.42. Plak tipleri ve yük yönlerine göre maksimum Von Mises değerleri

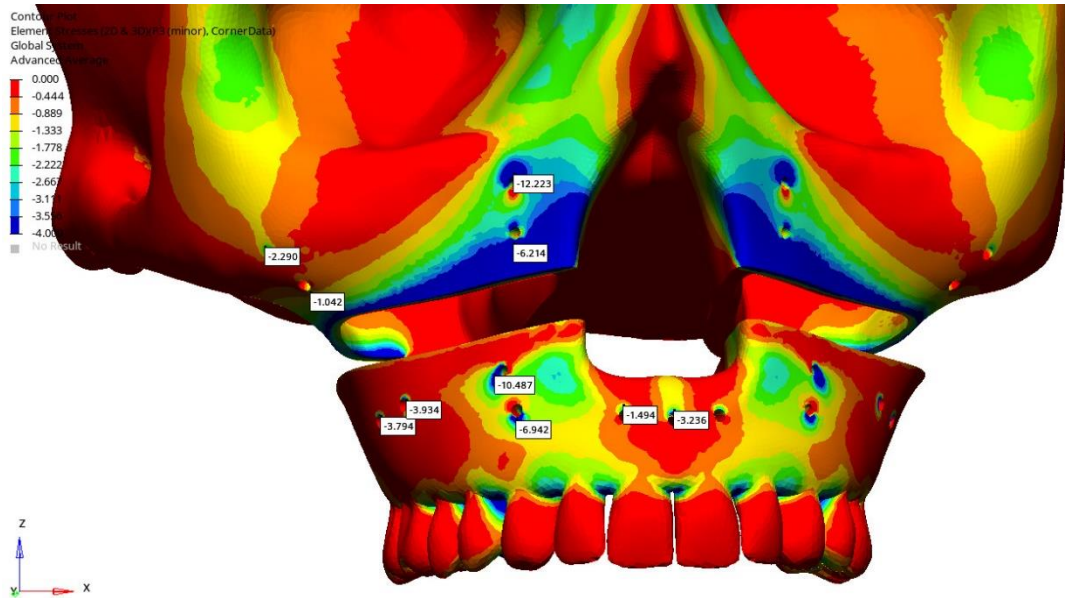
Oblik yüklemelerde plaklar arasında büyük fark görülmemektedir; Tek Parça Plak'ta 52,1 MPa, L Plak'ta 54,8 MPa ve Prebent Plak'ta 51,8 MPa maksimum Von Mises gerilme değerleri kaydedilmiştir. Buna karşın vertikal yük altında Prebent Plak, 135,6 MPa ile diğer iki sisteme (L Plak 97,3 MPa, Tek Parça Plak 90,5 MPa) kıyasla belirgin şekilde çok daha yüksek bir pik gerilme ortaya koymaktadır.

4.4. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilim Değerleri

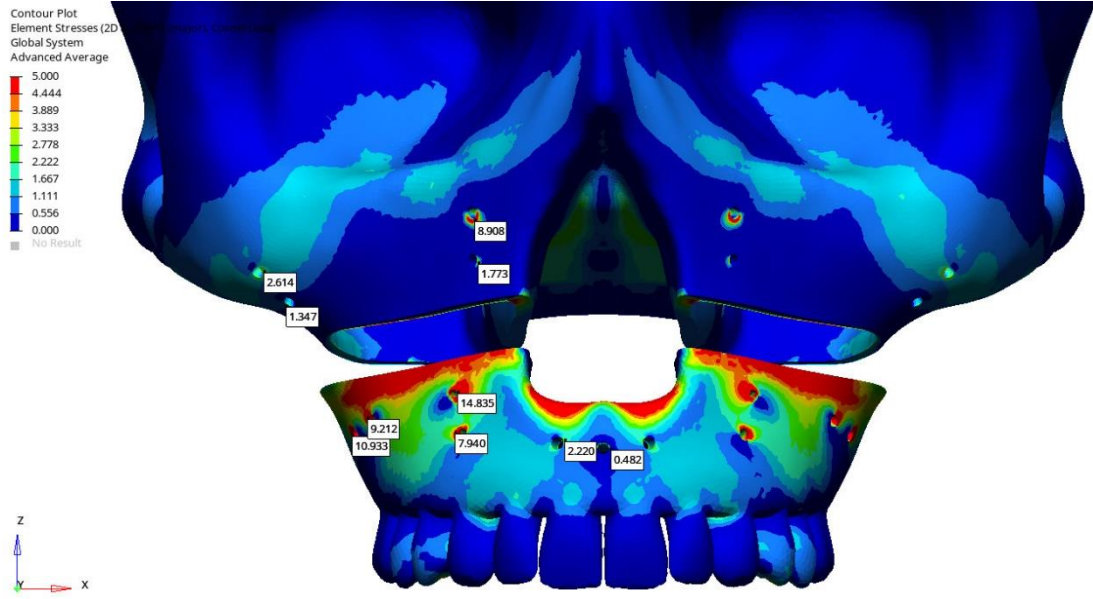
4.4.1. Tek parça kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri



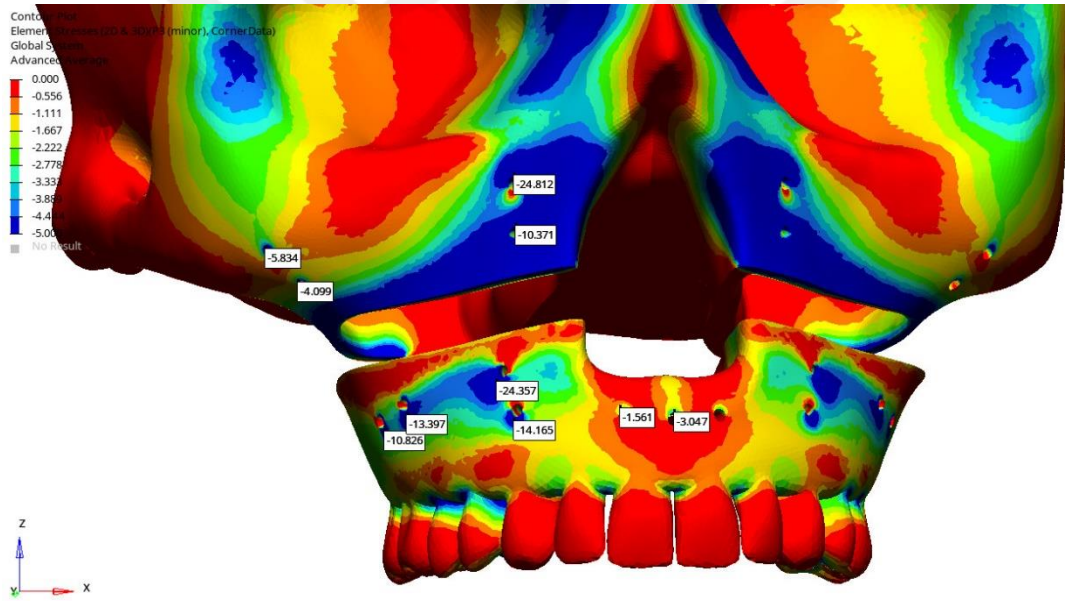
Şekil 4.43. Tek parça plaklarda oblik kuvvet uygulandığında kemikteki $P_{\max}$ Değeri



Şekil 4.44. Tek parça plaklarda oblik kuvvet uygulandığında kemikteki $P_{\min}$ değeri



Şekil 4.45. Tek parça plaklarda vertikal kuvvet uygulandığında kemikteki P_{max} değeri



Şekil 4.46. Tek parça plaklarda vertikal kuvvet uygulandığında kemikteki P_{min} değeri

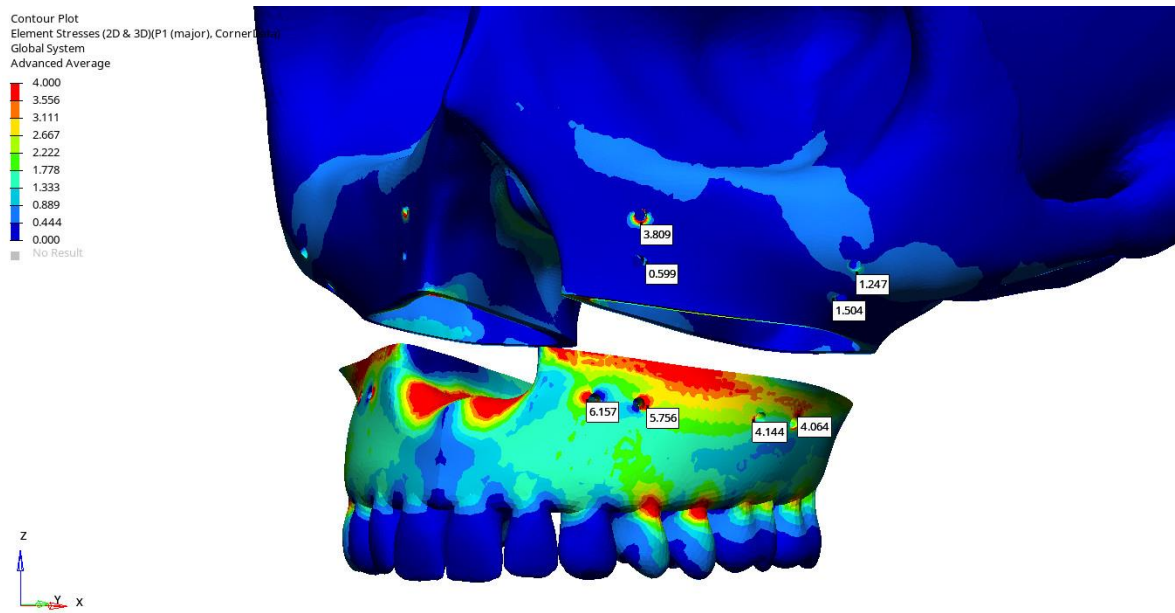
1.Oblik Yük Altındaki P1/P3 Değerleri

- En yüksek P1: 8.471 MPa (maksilla vestibüler kortikal kemik, 1. kesici - kanin bölgesi)
- En düşük P1: 0.559 MPa (maksilla tam ortası)
- En yüksek P3: -12.223 MPa (maksilla burun laterali, kanin-1. premolar arası)
- En düşük P3: -1.042 MPa (zigomatik kemik)

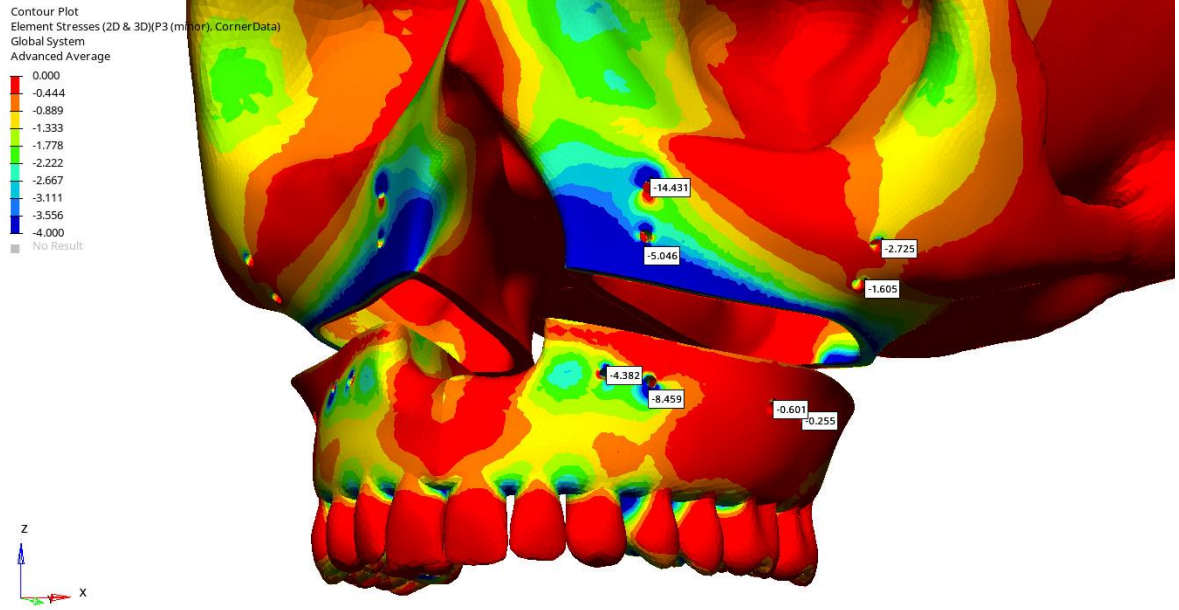
2. Vertikal Yük Altındaki P1/P3 Değerleri

- En yüksek P1: 14.835 MPa (maksilla vestibüler kortikal kemik, 1. kesici - kanin bölgesi)
- En düşük P1: 0.482 MPa (maksilla tam ortası)
- En yüksek P3: -24.812 MPa (maksilla infraorbital alan, burun lateral üst segmenti)
- En düşük P3: -1.561 MPa (zigomatik kemik)

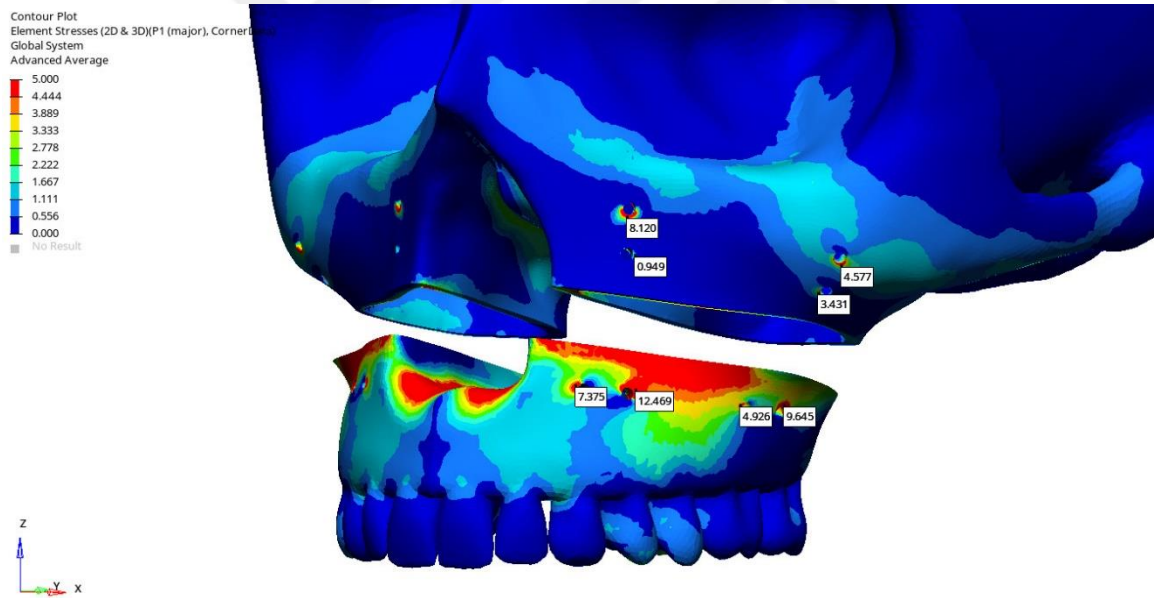
4.4.2. L Plaklarda Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilim Değerleri



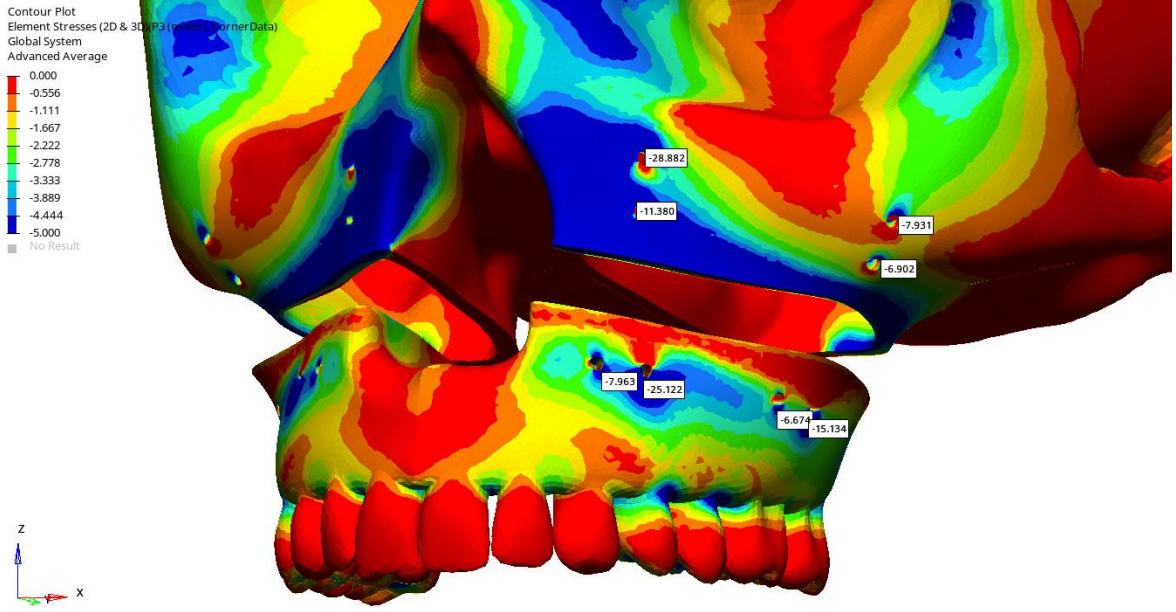
Şekil 4.47. L plaklarda oblik kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{max} değeri



Şekil 4.48. L plaklarda oblik kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{min} değeri



Şekil 4.49. L plaklarda vertikal kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{max} değeri



Şekil 4.50. L plaklarda vertikal kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{min} değeri

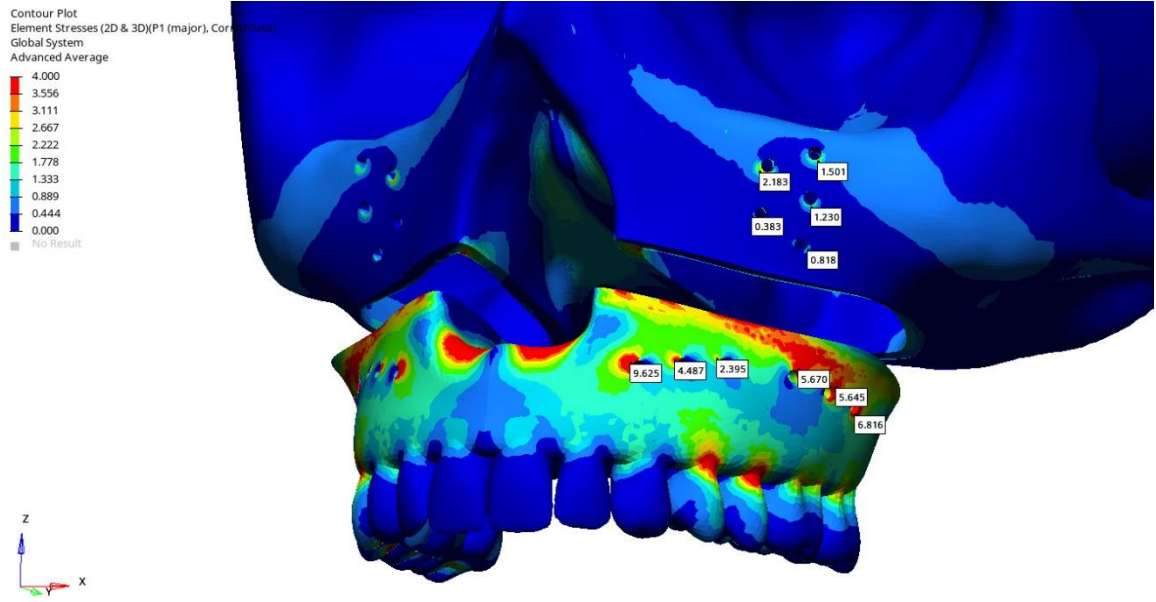
1. Oblik Yük Altındaki P1/P3 Değerleri

- En yüksek P1: 6.157 MPa (Maksilla anterior kanin bölgesi)
- En düşük P1: 0.599 MPa (maksilla üst segment, nasal duvar lateralinde)
- En yüksek P3: -14.431 MPa (Burun laterali orbital taban inferioru)
- En düşük P3: -0.255 MPa (maksilla posterior segment)

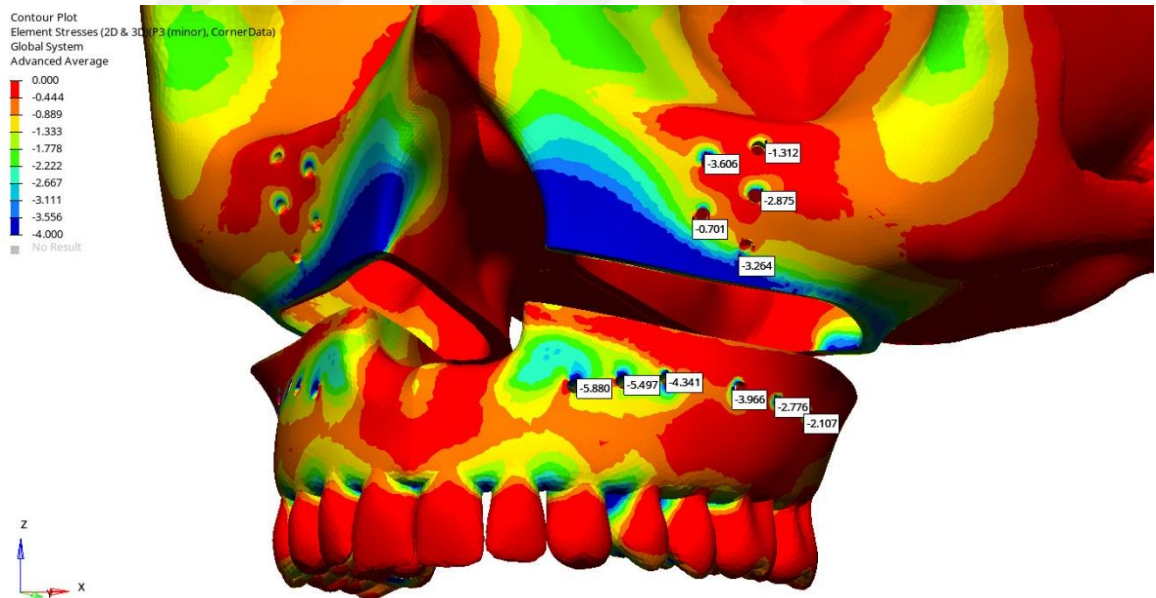
2. Vertikal Yük Altındaki P1/P3 Değerleri

- En yüksek P1: 12.469 MPa (Kanin – 1. premolar bölgesi)
- En düşük P1: 0.949 MPa (Nasal duvarın lateral bölgesi)
- En yüksek P3: -28.882 MPa (Orbital tabanın inferioru)
- En düşük P3: -6.674 MPa (Maksilla 1.molar bölgesi)

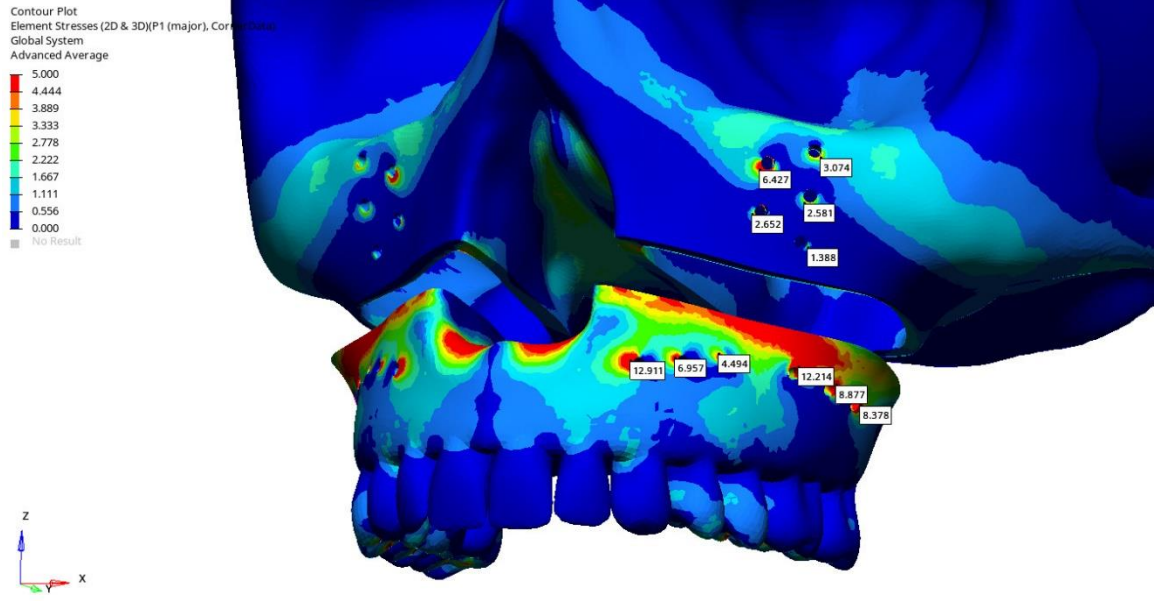
4.4.3. Prebent plaklarda kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri



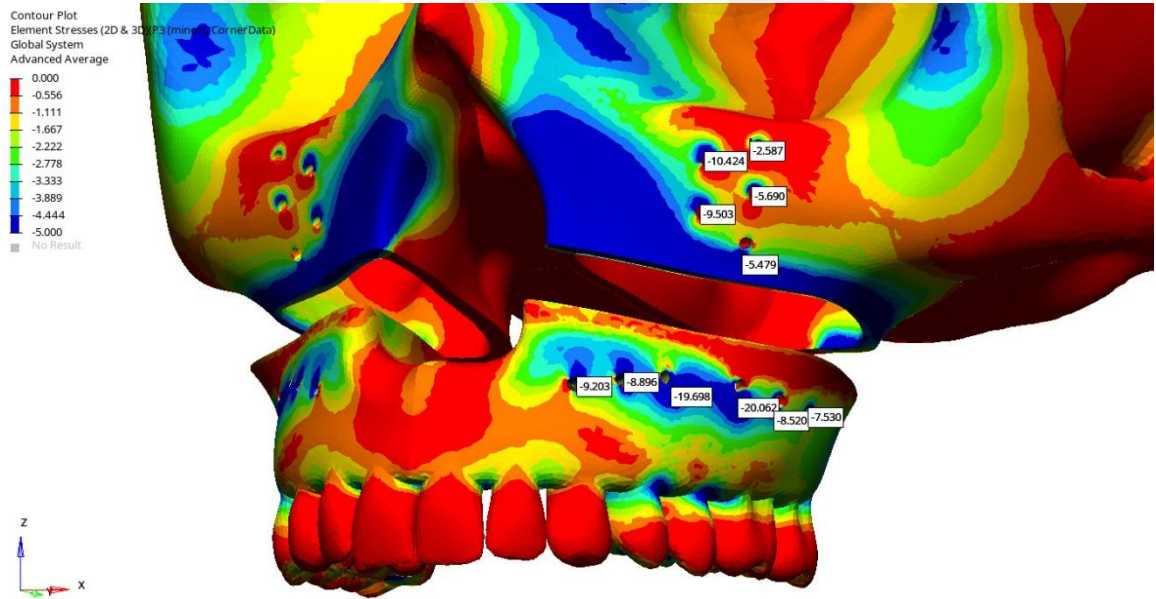
Şekil 4.51. Prebent plaklarda oblik kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{max} değeri



Şekil 4.52. Prebent plaklarda oblik kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{min} değeri



Şekil 4.53. Prebent plaklarda vertikal kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{max} değeri



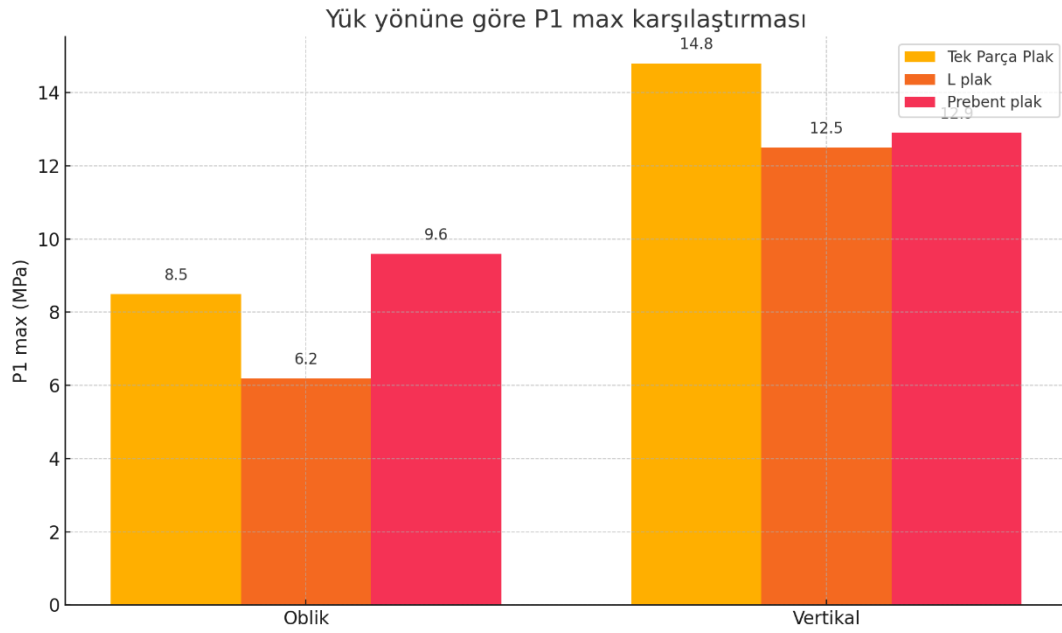
Şekil 4.54. Prebent plaklarda vertikal kuvvetler uygulandığında kemikteki P_{min} değeri

1. Oblik Yük Altındaki P1/P3 Değerleri

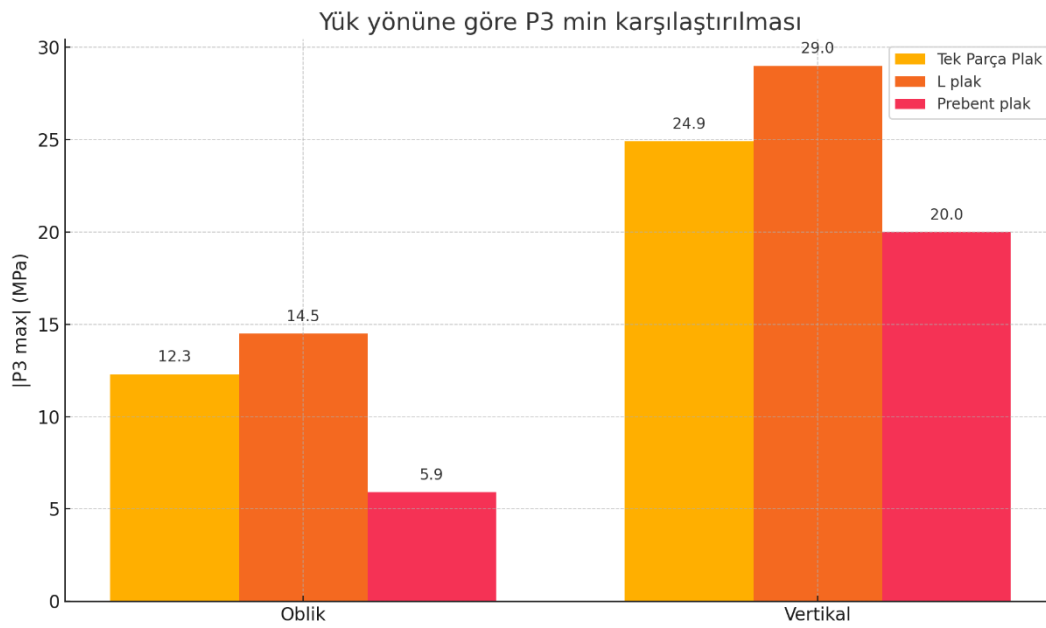
- En yüksek P1: 9.625 MPa (Kanin superioru)
- En düşük P1: 0.383 MPa (Nasal duvarın lateral kısmı)
- En yüksek P3: -5.880 MPa (Kanin superioru)
- En düşük P3: -0.701 MPa (Burun laterali)

2. Vertikal Yük Altındaki P1/P3 Değerleri

- En yüksek P1: 12.911 MPa (Kanin superioru)
- En düşük P1: 1.388 MPa (nasal duvarın lateral kısmı-zigomatik arka yakın taraf)
- En yüksek P3: -20.062 MPa (1. Molar bölgesi)
- En düşük P3: -2.587 MPa (orbitanın altı)



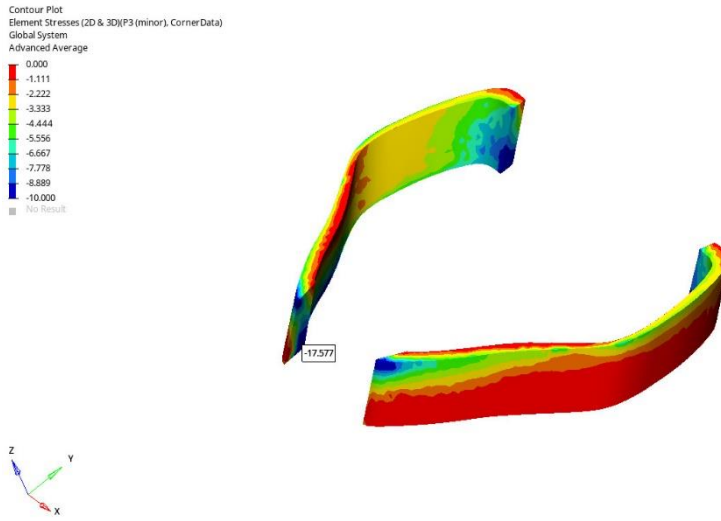
Şekil 4.55. Yük yönüne göre P_{max} değerleri karşılaştırılması



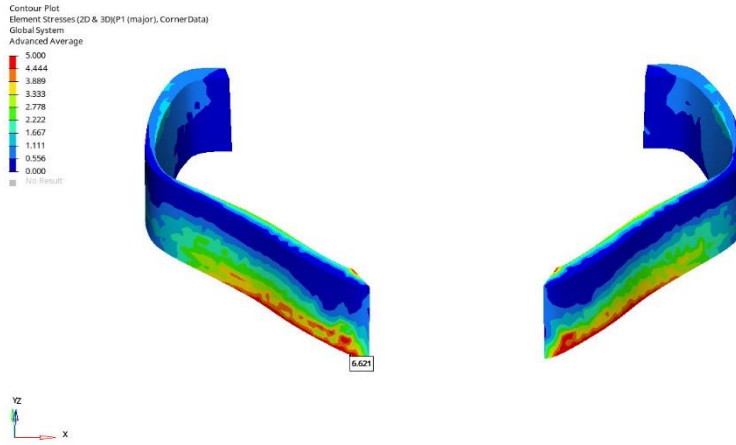
Şekil 4.56. Yük yönüne göre P_{min} değerleri karşılaştırılması

Oblik yük altında majör asal gerilme (P1) değerleri arasında farklar görece küçüktür: Tek parça plak 8,5 MPa ile en yüksek P1 değerini taşıırken, L plak 6,2 MPa ile en düşük, prebent plak ise 9,6 MPa ile orta düzeyde konumlanır. Aynı yükte minör asal gerilme (P3) değerlerinde L plak 14,5 MPa ile en yüksek değeri gösterirken, prebent plak 5,9 MPa ile en düşük, tek parça plak ise 12,3 MPa ile arada yer alır. Vertikal yük uygulamasında ise hem P1 hem de P3 değerleri belirgin şekilde yükselir: P1’de tek parça plak 14,8 MPa, prebent plak 12,9 MPa ve L plak 12,5 MPa olarak ölçülmüş; P3 açısından L plak 29,0 MPa ile en yüksek pik değeri verirken, tek parça plak 24,9 MPa ve prebent plak 20,0 MPa izler. Genel olarak oblik yüklemelerde değerler birbirine yakın seyrederken, vertikal yükte P1 ve P3 tüm plak tiplerinde önemli artış göstermiştir.

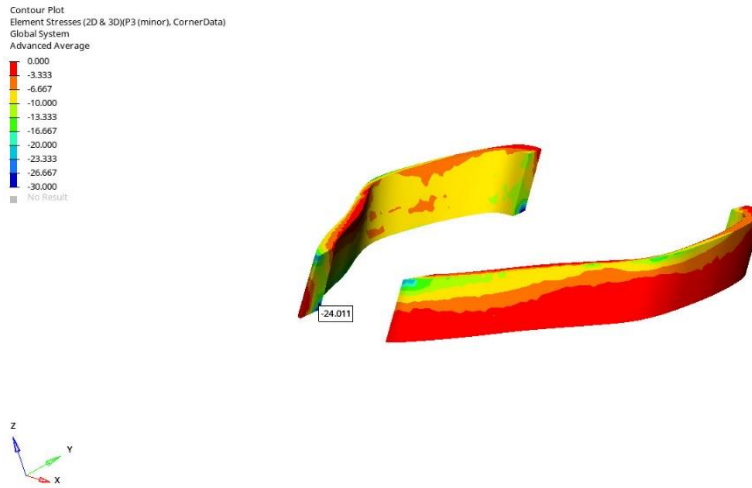
4.5. Greftler üzerindeki maksimum ve minimum asal stres değerleri



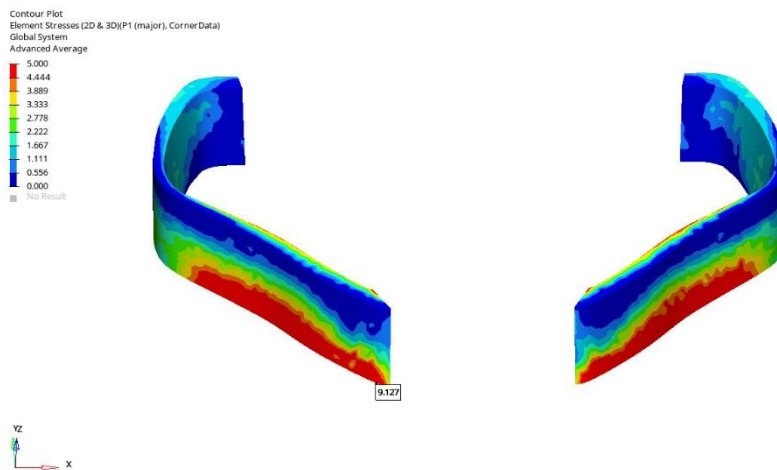
Şekil 4.57. Tek parça plaklarda kullanılan greftlerde oblik yüklerdeki Pmin değerleri



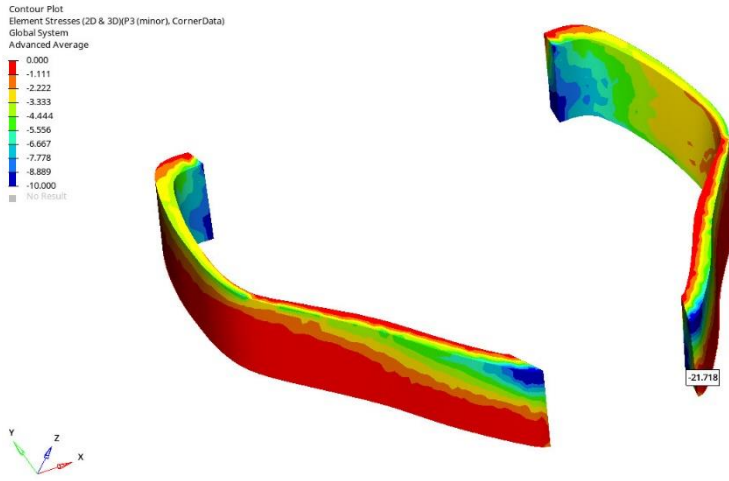
Şekil 4.58. Tek parça plarlarda kullanılan greftlerde oblik yüklerdeki Pmax değerleri



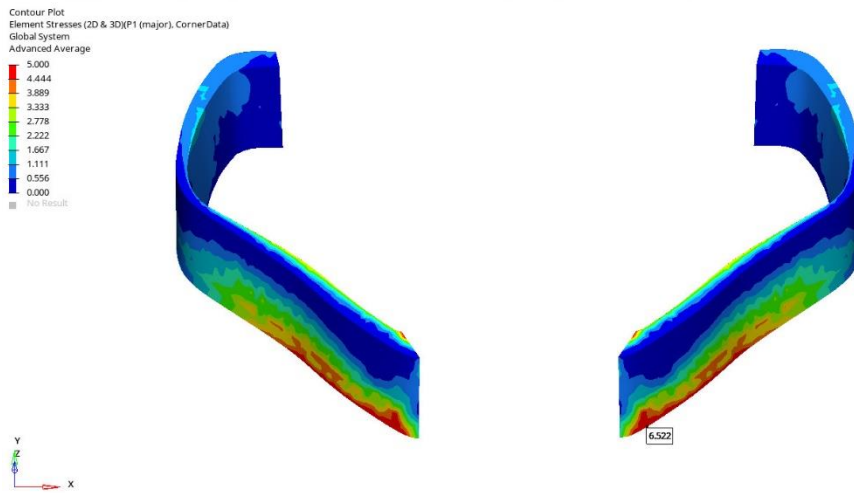
Şekil 4.59. Tek parça plarlarda kullanılan greftlerde vertikal yüklerdeki Pmin değerleri



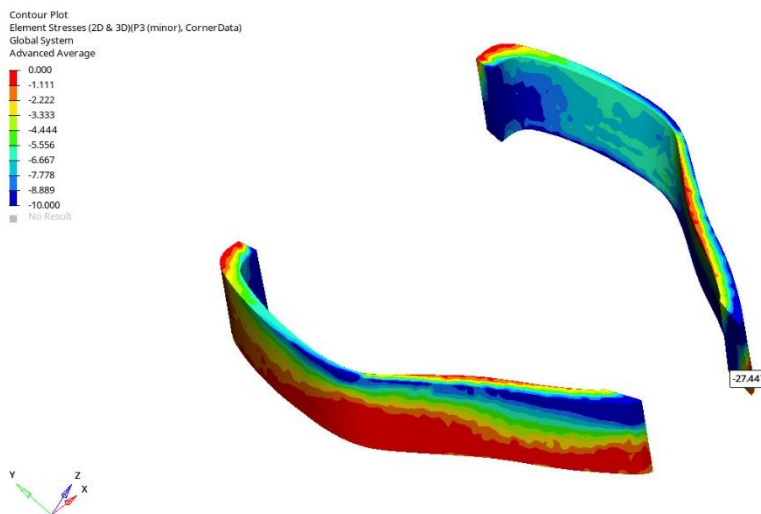
Şekil 4.60. Tek parça plarlarda kullanılan greftlerde vertikal yüklerdeki Pmax değerleri



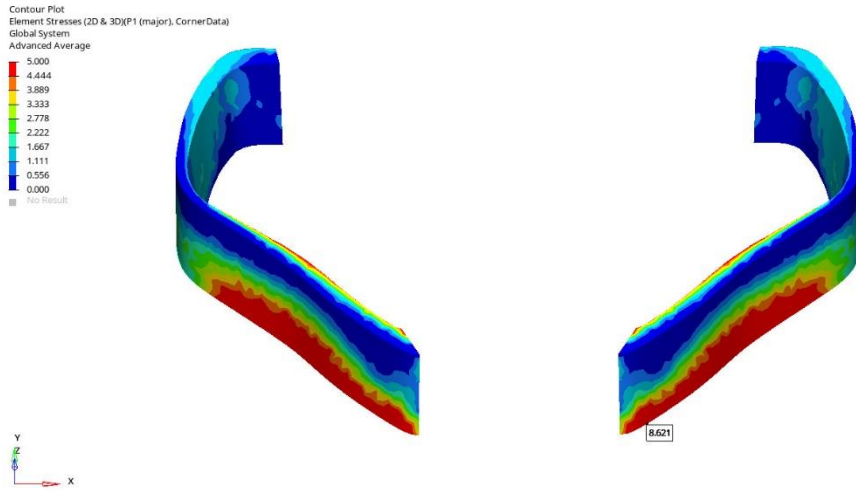
Şekil 4.61. L plaklar kullanılan greftlerde oblik yüklerdeki Pmin değerleri



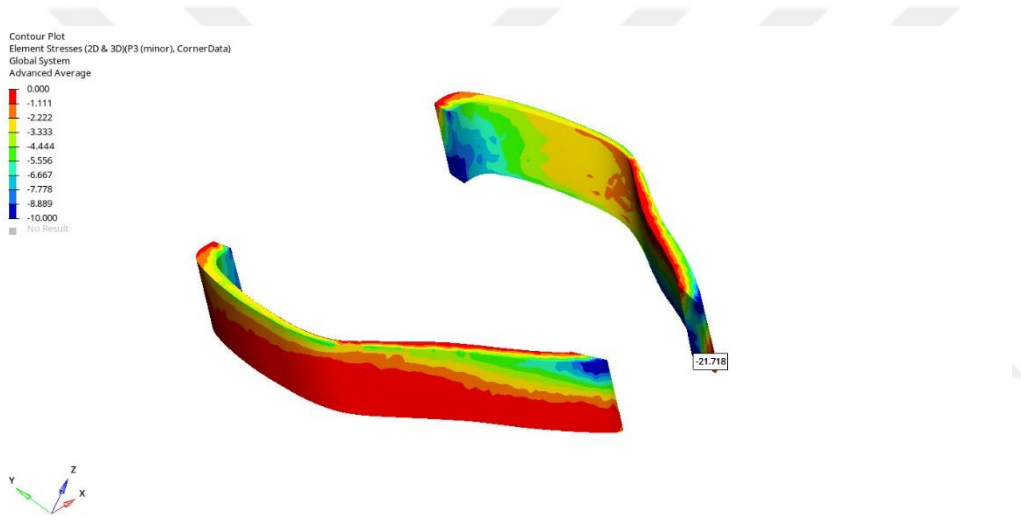
Şekil 4.62. L plarlarda kullanılan greftlerde oblik yüklerdeki Pmax değerleri



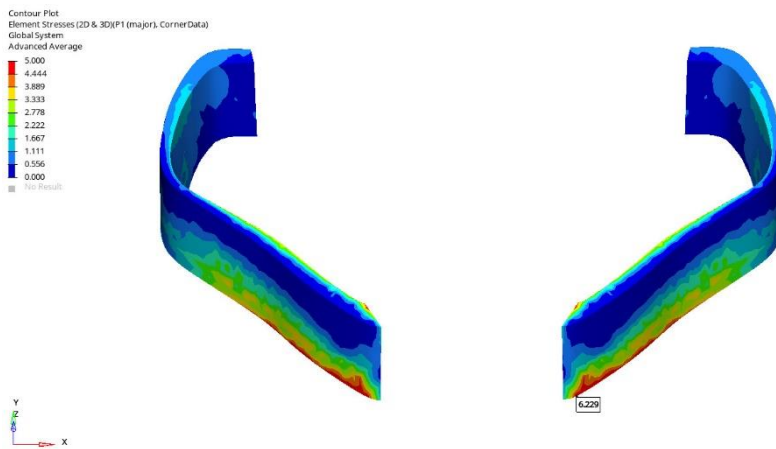
Şekil 4.63. L plaklar kullanılan greftlerde vertikal yüklerdeki Pmin değerleri



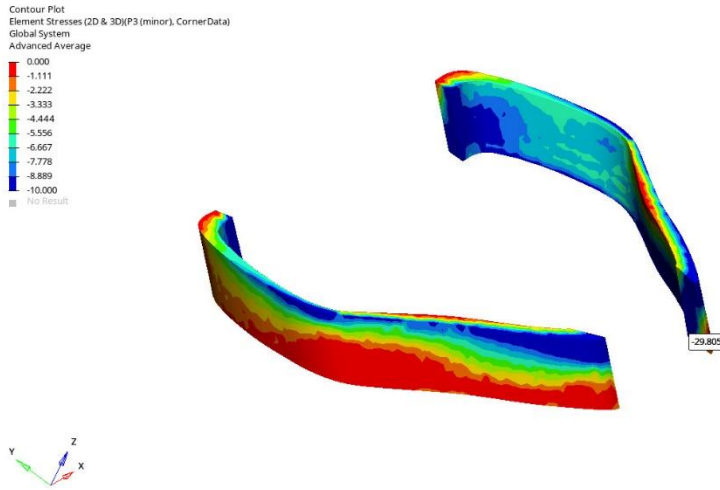
Şekil 4.64. L plak kullanılan greftlerde vertikal yüklerdeki Pmax değerleri



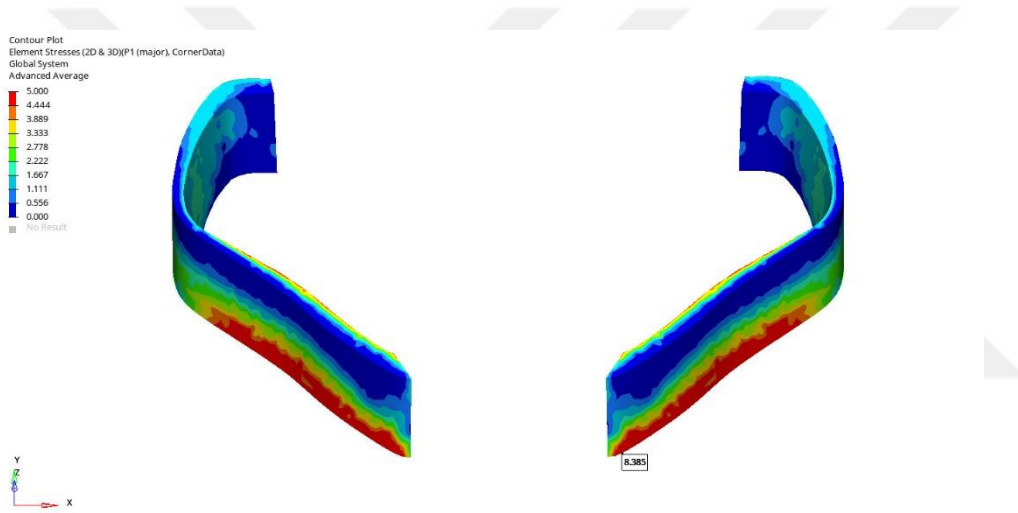
Şekil 4.65. Prebent plak kullanılan greftlerde oblik yüklerdeki Pmin değerleri



Şekil 4.66. Prebent plak kullanılan greftlerde oblik yüklerdeki Pmax değerleri



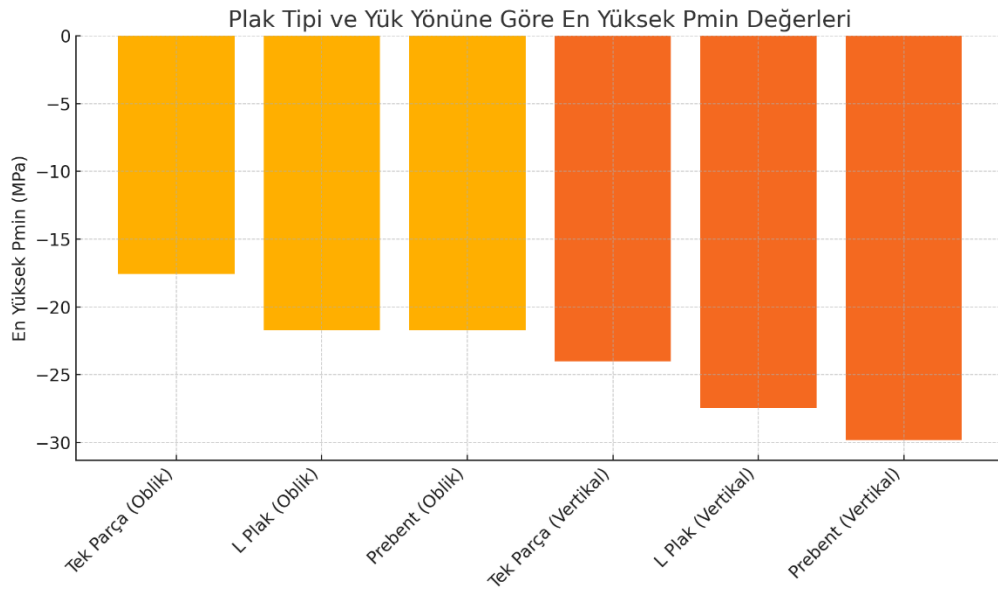
Şekil 4.67. Prebent plak kullanılan greftlerde vertikal yüklerdeki Pmin değerleri



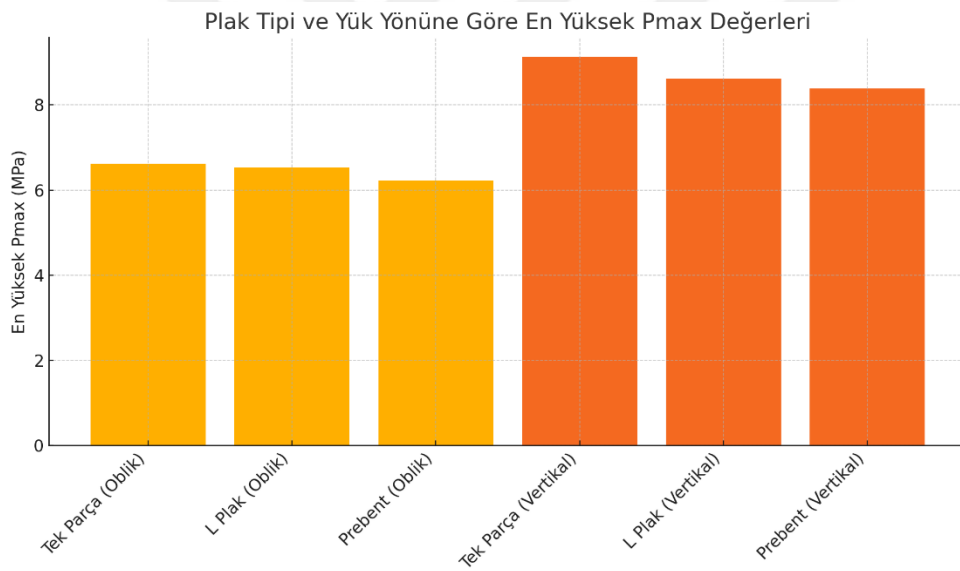
Şekil 4.68. Prebent plak kullanılan greftlerde vertikal yüklerdeki Pmax değerleri

Tablo 4.16. Graftler üzerinde Pmin değerleri

Plak Tipi	Yük Yönü	En Yüksek Pmin (MPa)	En Yüksek Pmax (MPa)
Tek Parça	Oblik	-17,577	6,621
Tek Parça	Vertikal	-24,011	9,127
L Plak	Oblik	-21,718	6,522
L Plak	Vertikal	-27,447	8,621
Prebent	Oblik	-21,718	6,229
Prebent	Vertikal	-29,805	8,385



Şekil 4.69. Greftler üzerinde Pmin değerleri



Şekil 4.70. Greftler üzerinde Pmax değerleri

Greftlerin üzerinde basma ve çekme Von Mises değerlerine bakacak olursak, en düşük çekme gerilimleri tek parça plaklarda görülmesine rağmen, en yüksek basma gerilimleri de yine tek parça plaklarda görülmektedir.

5. TARTIŞMA

Dentofasiyal deformitelerin ortodontik tedavi ve ortognatik cerrahi ile tedavi edilmesi genellikle uzun dönemde stabil sonuçlar elde edilmesini sağlar. Ancak çiğneme kası aktivitesi, yetersiz preoperatif ve postoperatif ortodontik tedavi, cerrahi komplikasyonlar, kemik segmentlerinin yetersiz fiksasyonu ve cerrahi hareketin boyutu kemik stabilitesini olumsuz etkileyerek tedavi sonrası nüksle sonuçlanabilir.

Le Fort 1 cerrahisinden sonra maksillanın stabilizasyonu için titanyum vida ve plaklar kullanılarak sağlanan rijit internal fiksasyon günümüzde standart yöntem olarak kabul edilmektedir. Bu teknik, tel fiksasyonu veya fiksasyon uygulanmayan durumlarda görülen postoperatif stabilite sorunlarını ve nüks riskini büyük ölçüde ortadan kaldırmış olsa da, daha hassas uygulama gerektirir. Rijit fiksasyon sonrası segmentlerde hareket mümkün olmadığından, maksilla ameliyat sırasında en doğru konumda yerleştirilmelidir.

Maksiller osteotomilerin fiksasyonu için çeşitli plak sistemleri ve boyutları mevcut olup, stabil fiksasyon için kullanılması gereken plak ve vida sayısı, plak kalınlığı veya vida çapı konusunda fikir birliği bulunmamaktadır. Orta yüz bölgesi için kullanılan tipik fiksasyon setleri 1.5 mm ve 2.0 mm'lik plak ve vidalardan oluşmakta olup, bu boyutlar maksilla fiksasyonu için yeterli performans sergilemektedir. Cerrahların çoğu, orta yüz bölgesinde piriform rim ve zigomatikomaksiller dayanak bölgelerine dört adet 2.0 mm plak yerleştirmeyi tercih etmektedir. Bununla beraber Yoon ve arkadaşlarının 2005'te yapmış olduğu vaka serisinde maksiller ilerletme ve maksiller gömme hareketi yapılan hastalarda sadece piriform kenarlara yerleştirilen plaklar ile yeterli stabilitenin sağlandığı bildirilmiştir. Araştırmacılar, Le Fort I osteotomisi sonrasında maksillanın iki adet plak kullanılarak yeterli düzeyde stabilize edilebileceğini; bu yöntemin operasyon süresini kısaltabileceğini, maliyetleri azaltabileceğini ve komplikasyon risklerini düşürebileceğini belirtmişlerdir (29).

Prebent plaklar, özellikle maksilla ilerletmeleri için tasarlanmış plak çeşitlerinden biridir. Prebent plaklar, geleneksel plaklara kıyasla daha büyük ve kalın bir tasarıma sahiptir ve daha fazla stabilite sağlayabilecekleri öngörülmektedir. Coşkunes ve ark.'nın 2015 yılında yapmış olduğu sonlu elemanlar analizi çalışmasında 5 mm ve daha fazla ilerletmelerde tek başına anterior yerleşimli prebent plak ile fiksasyonda stabilizasyon

problemleri oluşabileceği bildirilmiştir. Aynı araştırmada prebent plağın apertura piriformisin lateraline yerleştirildiğinde geleneksel plak fiksasyonu ile benzer biyomekanik sonuçlar görüldüğü rapor edilmiştir. Bununla birlikte, klinik araştırmalarda maksillanın ileri derecede öne alındığı olgularda, apertura piriformisin lateraline yerleştirilen prebent plaktan yeterli stabilizasyon sağlanamayabileceği bildirilmiştir. Bu nedenle, ek stabilite sağlamak amacıyla zigomatikomaksiller dayanak bölgesine plak veya tel gibi ilave fiksasyon materyallerinin uygulanması önerilmektedir (30).

Üç boyutlu (3B) planlama ve kişiye özgü plak tasarımı, ortognatik cerrahide yaygın bir uygulama haline gelmiştir. Bu yöntemin hem cerrahi planlamada hem de karmaşık operasyonların gerçekleştirilmesinde sağladığı faydalar açıktır. Osteosentez için bilgisayar destekli olarak tasarlanıp üretilen kesi kılavuzları ve kişiye özgü plaklar, günümüzde kısa sürede ve makul maliyetlerle hazırlanabilmektedir.

Kişiye özgü plaklar, özellikle geleneksel yöntemlerin yetersiz kaldığı maksiller downgrafting işlemlerinde önemli avantajlar sunar. Bu plaklar, segmentlerin doğru ve sabit bir şekilde yerleştirilmesini sağlayarak kondil konumuna bağlı maksillanın hatalı konumlandırılması ve oklüzal splint dengesizliği gibi sorunları azaltabilir.

Önceki çalışmalarda Le Fort 1 cerrahisi sonrasında maksillanın fiksasyonu için kullanılabilecek farklı tasarımlarda kişiye özgü mini plaklar tanımlanmıştır. Kişiye özgü plaklar, maksillanın sağ ve sol yarısına birbirinden bağımsız olarak yerleştirilebilen L plak, I plak gibi formlarda hazırlanabilir; ayrıca farklı boyut ve şekillerde üretimleri de mümkündür.

Stokbro ve ark. yaptıkları in-vitro çalışmada, maksillanın stabilizasyonunda kişiye özel plaklar ile geleneksel L plakların etkinliğini karşılaştırmışlardır (31). Bu çalışmada, toplam 11 vida deliğine sahip, osteotomi boşluğu boyunca her biri 1.2 mm kalınlığında ve 5.2 mm genişliğinde üç bağlantı içeren kişiye özel plaklar kullanılmıştır. Araştırmacılar, modellerde oluşturulan 2 mm'lik osteotomi boşluğunun kapatılması için gereken kuvvet miktarını ve her iki plak sisteminin gelen kuvvetlere karşı dayanımını değerlendirmiştir. Kişiye özgü plak sisteminde osteotomi boşluğunun kapatılması için gereken kuvvetin belirgin şekilde daha düşük olduğu, buna karşılık mekanik dayanımının L plaktan anlamlı derecede yüksek olduğu raporlanmıştır. Le Fort I osteotomilerinin fiksasyonunda kişiye özel

plaklar, L plaklara kıyasla daha yüksek stabilite ve akma dayanımı sağlamıştır. Ayrıca hiçbir kişiye özel plakta kırık izlenmemesi, bu sistemleri stok plaklara göre daha güvenli ve tercih edilebilir bir alternatif olarak ön plana çıkarmaktadır (31).

Le Fort I cerrahisi sonrası maksillanın fiksasyonunda tek parça olarak üretilen kişiye özel plakların sıklıkla kullanıldığı görülmektedir. Tek parça olarak tasarlanan kişiye özgü plaklar ile yapılan fiksasyonun, stok plaklara kıyasla hem vertikal hem de anteroposterior yönde anlamlı derecede daha stabil cerrahi sonuçlar sağladığı, 30 hasta üzerinde gerçekleştirilen bir klinik çalışmayla gösterilmiştir. Bu araştırmada tek parça olarak tasarlanan kişiye özgel plaklar ile maksillanın üç boyutlu olarak konumlandırılmasının yanısıra segmentli veya kompleks olgularda dahi yüksek stabilite sağlanabildiği bildirilmiştir. Ayrıca kişiye özel plak kullanımı ile operasyon süresinin anlamlı bir şekilde kısaldığı rapor edilmiştir(32).

Maksillanın 5 mm'den fazla miktardaki inferior yöndeki hareketinin postoperatif dönemde yüksek oranda nüks riskiyle ilişkilendirildiği göz önünde bulundurularak, araştırmamızda maksillanın 6 mm'lik inferior hareketi simüle edilmiş ve bu durumda farklı fiksasyon tekniklerinin biyomekanik performansları değerlendirilmiştir. Ayrıca, yeniden konumlandırılan segmentler arasına simüle bir kemik grefti yerleştirilerek, klinik duruma daha yakın bir model oluşturulması ve greft uygulamasının maksilla pozisyonlaması sonrası mekanik stabiliteye katkısının incelenmesi hedeflenmiştir.

Sancar ve arkadaşları Le Fort I osteotomisi sonrasında maksillanın 5 mm ilerletilmesi ve 4 mm aşağıya yerleştirilmesini kemik grefti kullanmadan simüle etmiş ve iki adet L plak ve dört adet L plak ile fiksasyon tekniklerinin biyomekanik performanslarını karşılaştırmıştır. Bulgular, dört plaklı fiksasyon tekniğinin hem kemik hem de miniplaklar üzerindeki gerilim yoğunluklarını ve bu yapılarda oluşan maksimum gerilim değerlerini anlamlı derecede azalttığını ortaya koymuştur. Stresin en yüksek olduğu bölgenin, apertura piriformisin lateralinde konumlanan plağın bağlantı bölgesi olduğu belirlenmiştir. Kemikteki Pmax stres değerleri ise yine burun laterali ve alveoler segmentin burna yakın olan kemik bölgelerinde gözükmetedir (33). Bizim çalışmamızda da L plak kullanılarak oluşturulan modelde en yüksek Von Mises değeri benzer şekilde anteriora yerleştirilmiş plağın bağlantı bölgesinde oluşmuştur. Benzer şekilde kemikteki Pmax değeri ise en yüksek alveoler segmentteki anterior plağın posterior vidasına denk gelen vidanın çevresindeki

kemikte görülmüştür. Sancar ve ark.'nın araştırma sonuçları ile çalışmamızın bulguları karşılaştırıldığında, her iki çalışmada da kuvvetlerin aynı miktarda ve aynı bölgelerden uygulanmış olmasına, ayrıca onların çalışmasındaki maksiller hareket miktarları daha düşük olmasına rağmen, L plak üzerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerinin bizim çalışmamızda (92 MPa) onların çalışmasında bildirilen değerden (449 MPa) belirgin şekilde daha düşük olduğu görülmektedir. Her ne kadar simülasyon koşullarındaki farklılıklar, sonlu elemanlar analizi sonuçlarının doğrudan karşılaştırılmasını sınırlasa da, bu ölçüde büyük bir farkın çalışmamızda greft kullanımına bağlı olabileceği düşünülmektedir.

Knežević ve arkadaşlarının 2011'de yayınlamış olduğu makalede maksillanın en az 3 noktadan temas sağladığı durumlarda plak uzunluğunun ve vida sayısının stabilizasyonda kritik bir öneme sahip olmadığı görülmüştür. Ayrıca daha az vida kullanmanın kemikteki vaskülarizasyonu daha az etkileyeceği düşünülmektedir (34). Araştırmamızın sonuçları, söz konusu iki çalışmanın (Ataç ve ark; Knezevic ve ark) verileriyle birlikte değerlendirildiğinde, maksillanın 5 mm'den fazla inferior yönde yeniden konumlandırıldığı durumlarda segmentler arasına yerleştirilecek kortikal kemik greftinin, segmentlerin stabilizasyonu ve vaskülarizasyonu açısından önemini desteklemektedir.

Araujo ve arkadaşları tarafından yürütülen bir in vitro çalışmada maksilla 8 mm ileri alınmış ve dört farklı rijit fiksasyon yöntemi (iki titanyum ve iki rezorbe olabilen plak ile fiksasyon) biyomekanik testlerle değerlendirilmiştir. Plaklar, poliüretan bir yüzey üzerine yerleştirilmiş ve Instron cihazında deformasyon testlerine tabi tutulmuştur. Titanyum materyali rezorbe olabilen materyallerle karşılaştırılmış; ayrıca prebent titanyum plak grubu, L şeklindeki titanyum plak grubu ile kıyaslanmıştır. Sonuçlar, 67 N yük altında elde edilen ortalama elastik deformasyonların anteroposterior yönde gruplar arasında anlamlı fark gösterdiğini ortaya koymuştur. Titanyum prebent plak grubunda, L plaklara göre daha az deformasyon meydana gelmiştir. Benzer şekilde, yük-deformasyon ilişkisine dair yapılan ortalama testte de prebent plaklar daha iyi performans sergilemiştir(35).

Bizim çalışmamızda ise en yüksek von Mises gerilmesi, vertikal yükleme altında prebent plak modelinde gözlemlenmiştir (135.596 MPa); bunu sırasıyla L plak (97.271 MPa) ve tek parça kişiye özel plak (90.454 MPa) takip etmiştir. Çalışmamızda prebent plak yalnızca zigomatikomaksiller dayanak bölgesine yerleştirilmiş ve diğer iki fiksasyon türünden farklı olarak apertura piriformis gibi ek dayanak bölgelerine uzanmamıştır. Bu

sınırlı destek dağılımı, premolar ve molar dişlerden vertikal yükleme altında gözlenen yüksek gerilme değerlerini açıklayabilir ve prebent plakların ek dayanak desteği olmadan kullanıldığında gerilme birikimine daha duyarlı olabileceğini düşündürmektedir. Bununla birlikte, gözlemlenen tüm gerilme değerleri titanyumun akma sınırının oldukça altında kalmıştır; bu da araştırmamızda kullanılan hiçbir fiksasyon sisteminin fonksiyonel yükleme altında plastik deformasyon riski taşımadığını göstermektedir.

Araştırmamız ile Araujo ve arkadaşlarının çalışması arasındaki sonuç farklılıkları, kullanılan yöntemsel yaklaşımlardan kaynaklanıyor olabilir. Bizim çalışmamızda fiksasyon materyalleri ve cerrahi model dijital olarak tasarlanıp sonlu elemanlar analizine tabi tutulmuştur. Sonlu elemanlar analizi anatomik yapının gerçeğe yakın bir temsilinin modellenmesine olanak sağlar (36). Sonlu elemanlar analizi gibi yöntemler, hasta güvenliğini riske atmadan araştırmaların yürütülmesini mümkün kılar ve gerçeğe uygun modellemeler ile yüksek doğrulukta sonuçlar elde edilmesine olanak tanır (37). Bu nedenle, ortognatik cerrahide fiksasyon sonrası stabilitenin ve farklı fiksasyon tekniklerinin incelenmesinde sonlu elemanlar analizi yöntemi, hem zaman hem de maliyet açısından tercih edilebilir (38). Ancak sonlu elemanlar analizinde, klinikte elle şekillendirme sırasında plakta oluşabilecek mikro deformasyonlar ve stres birikimleri tam olarak modellenememektedir. Bu durum, sonlu elemanlar analizinin bu tür karşılaştırmalarda belirli sınırlılıklar taşıdığını göstermektedir.

Araştırmamızda kullanılan fiksasyon sistemleri arasında en fazla vida, kişiye özel plak modelinde yer almaktaydı. Buna karşın, en yüksek von Mises stres değeri de bu modeldeki tek bir vidada gözlenmiştir. Ancak, modeller arasında vidalarda oluşan ortalama stres değerleri benzer bulunmuş, dolayısıyla stres dağılımı açısından belirgin bir üstünlük saptanmamıştır. Buna rağmen, klinik uygulamalarda kişiye özel plaklar önemli avantajlar sunmaktadır; çünkü vida sayısı ve konumları, istenen stabilite, mevcut kemik kalınlığı ve dental köklerin yerleşimi gibi faktörlere göre sanal ortamda planlanarak optimize edilebilir(32).

Kemikte oluşan stres birikimi ile kemik remodellingi arasında kuvvetli bir ilişki bulunmaktadır. Kemiğe gelen stres arttıkça kemiğin rezorbe olma ihtimalinin artacağı bilinmektedir (39). İdeal bir internal fiksasyon yöntemi, çevre dokularda iyileşme için minimum stres oluştururken parçalar arasında maksimum rijidite sağlamalıdır (40).

Araştırmamızda, kemik ve greft bölgelerindeki stres dağılımı tüm fiksasyon yöntemlerinde benzerlik göstermiş, ancak kişiye özel plak modelinde stres değerleri biraz daha yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte, bu değerler yaklaşık 150 MPa olan kortikal kemiğin çekme dayanım sınırının oldukça altında kalmıştır (41).

Yer değiştirme, segmental stabilite ve olası nüks ile doğrudan ilişkili bir parametre olup, her iki yükleme senaryosunda da en düşük toplam yer değiştirme değerleri kişiye özel plak modelinde gözlemlenmiştir. Bu bulgu, söz konusu fiksasyon sistemlerinin mekanik stabiliteyi artırabileceğini ve mikrohareketi azaltarak postoperatif iyileşme sürecine olumlu katkıda bulunabileceğini göstermektedir. Bu sonuç, Stokbro ve arkadaşlarının çalışmasıyla da uyumludur; ilgili çalışmada, ortognatik cerrahi sonrası kişiye özgü fiksasyon sistemlerinin kullanıldığı olgularda daha düşük nüks oranları bildirilmiştir.

Adam ve arkadaşlarının yapmış olduğu okluzal ilişkili rehber plaklar ve kişiye özel titanyum plakların kullanıldığı kohort çalışmada operasyon sırasındaki cerrahi hareketlerin tüm yönlerdeki hata payının 2 mm'den az olduğu görülmüştür. Bu cerrahi doğruluk payının önce maksilla veya mandibulanın önce fikse edildiği durumlardan bağımsız olduğunu söylemişlerdir. Bu sebeple cerrahi rehberle ve kişiye özel plaklarla fiksasyon daha öngörülebilir sonuçlar sağlamıştır (42).

Alistair Varidel ve arkadaşlarının yaptığı dudak damak yarığı olan hastalarla ilgili çalışmasında ise şu sonuçlar bulunmuştur. Maksiller greftleme işlemi başarı ile gerçekleşen hastalara daha sonra Le Fort I operasyonu yapılmıştır. Le Fort I fiksasyonunda kişiye özel plaklar ve prebent Le Fort I plakları kullanılmış ve sonrasındaki relaps oranına bakılmıştır. Prebent plak kullanılan hastalarda %50'den fazla ≥ 1 mm relaps görülmüştür. 10 mm'den daha az ilerletme hareketlerinde kişiye özel plaklar ile prebent plaklar karşılaştırıldığında kişiye özel plaklar daha az relaps oranı vermiştir ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Fakat 10 mm'den fazla ilerletme yapılan hastalarda istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde bir operasyon sonrası relapsta azalma görülmüştür(43). Bu sonuçlar her ne kadar çalışmamızda maksilla 10 mm'den daha az ilerletilmiş olsa da kişiye özel plaklar en düşük toplam yer değiştirmeyi gösterdiği için sonuçlarımızla uyduğu düşünülebilir.

Ancak 2019’da Karoliina V.M. Kotaniemi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada mini plak fiksasyon yöntemleri ile hastaya özgü plakların Le Fort I osteotomisini takiben 9-34 aylık süreçte her ne kadar hastaya özgü plaklar daha az segment stabilitesi gösterse de istatistiksel olarak aralarında herhangi bir fark bulunmamıştır(5).

Kraeima ve arkadaşlarının 2020’deki makalesinde kişiye özel plaklar kullanmanın 3.7 mm’den büyük anterior hareketlerde klinik olarak daha doğru fiksasyon sağladığını göstermiştir. Ayrıca yine bu çalışmada splint kullanılmadan yapılan cerrahilerin hem cerrahi süresini kısalttığı, cerrahi sırasındaki kondilin doğru konumlandırılması ile ilgili problemleri ve splinti dişlere uyumlamadaki zorlukları ortadan kaldırdığı gözlenmiştir. Ancak uzun dönem sonuçları olmadığından bize uzun dönem stabilite ile ilgili bir bilgi vermemektedir(44).

Kim ve arkadaşlarının üç boyutlu kişiye özel kesi rehberlerinin kişiye özel plaklarla kullanımının araştırıldığı 2023 makalesinde 6 aylık takipte cerrahi sırasında el ile bükülmüş mini plaklara göre kişiye özel plakların %53 daha az relaps gösterdiği bulunmuştur. Ayrıca yine aynı şekilde cerrahi planlamaya bağlılık ($\leq 0,5$ mm) daha düzgün bir kemik fiksasyonu sağlar ve operasyon süresini kısaltır(45). Çalışmamızdaki en düşük yer değiştirme miktarını gösteren plak sistemi kişiye özel plaklar olduğundan Kim ve arkadaşlarının çalışmasını destekler niteliktedir.

Tek parça plak, en yüksek çekme gerilmesini $-24,0$ MPa ile diğer sistemlere kıyasla nispeten daha düşük seviyede taşırken, basma gerilmesinde $9,13$ MPa ile en yüksek tepe değerine ulaşıyor. Bu, tek parça plağın çekme yükünü sınırlı bir aralıkta tutup basmayı göreceli olarak güçlü karşılayabildiğini gösteriyor.

L plak, $-27,4$ MPa ile Tek parça’dan daha yüksek bir çekme gerilmesi yaşarken, $8,62$ MPa ile orta şiddette bir basma tepe değeri sergiliyor. Böylece L plak hem çekme hem basma yüklerinde dengeli ancak Tek parça plağa kıyasla biraz daha yüksek çekme ve biraz daha düşük basma gerilme profili çiziyor.

Prebent plak ise $-29,8$ MPa ile en yüksek çekme piki kaydederken, $8,39$ MPa ile en düşük basma gerilmesini taşıyor. Bu profil, prebent plaktaki vida–kemik arayüzünün

özellikle çekme gerilmelerine daha fazla maruz kaldığını, ancak basma yükünü diğer iki sisteme göre daha hafif karşıladığını ortaya koyuyor.

Özetle, en düşük çekme ve en yüksek basma gerilmesine tek parça plak sahipken, L plak bu ikisinin ortasında; prebent plak ise çekme ağırlıklı bir profil ile en az basma gerilmesi üreten seçenek olarak öne çıkıyor.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Analiz edilen tüm plakların horizontal, oblik ve vertikal yük altındaki tüm P1 ve P3 gerilme değerleri, kortikal kemiğin akma dayanımı olan 50 MPa'nın oldukça altında kalmaktadır(39). Osteotomi hattı boyunca özellikle kanin ve premolar bölgelerinde gerilme yoğunluğu artmış olsa da, bu değerler elastik sınırlar içerisinde. Dolayısıyla analiz sonuçları, prebent plakların Le Fort 1 osteotomi hattı üzerindeki kullanımında rezorpsiyon riski taşımadığını ve stabilite sağladığını göstermektedir.

Vidalardaki ve plaklardaki Von Mises streslerine baktığımızda en düşük değerleri tek parça plak sisteminde görmekteyiz. Bu da gelen yük dağılımının en iyi şekilde bu sistemde olduğunu göstermektedir.

Üç plak sisteminin toplamında en düşük yer değiştirme değerleri tek parça plak sisteminde iken en yüksek yer değiştirme değeri prebent plaklarda görülmüştür. Bu sebeple yine de yüksek hareket miktarı yapılan Le Fort I cerrahilerinde dikkatli kullanılması gerekmektedir.

En düşük çekme gerilimleri yine tek parça plaklarda görülmektedir ancak en yüksek basma gerilmeleri de aynı şekilde tek parça plaklarda bulunmuştur.

Kişiyeye özel plak kullanımının cerrahi sürenin azaltılması, cerrahi hareket planlamasına daha yüksek uyum ve çalışmamızda bulduğumuz stabilite açısından en düşük değerleri göstermesi gibi avantajları vardır.

Öte yandan kişiyeye özel plaklarda operasyon sırasında modifikasyonların yapılmaması, görece diğer plak sistemlerine göre daha pahalı olması ve daha yüksek teknolojilere ihtiyaç duyması gibi dezavantajlara da sahiptir.

Bunun dışında sonlu elemanlar analizi hastalara zarar vermeden gerçeğe en yakın değerleri simüle etse de daha fazla gerek in vivo, gerekse in vitro çalışmalara gerek vardır.

KAYNAKLAR

- 1 BeII WH, Scheideman GB: Correction of vertical maxillary deficiency: Stability and soft tissue changes. J Oral Surg 39:666, 1981
- 2 StatPearls Publishing. Le Fort Osteotomy [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 [cited 2025 Jul 4]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK564372/> (PDF, p. 1)
- 3 E. Erkmen, M. S. Atac,, E. Yucel, A. Kurt: Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2- versus 4-plate fixation using 3D-FEA. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 2009; 38: 173–179.
- 4 Kotaniemi KVM, Heliövaara A, Kotaniemi M, Stoor P, Leikola J, Palotie T, Suojanen J. Comparison of postoperative skeletal stability of maxillary segments after Le Fort I osteotomy, using patient-specific implant versus mini-plate fixation. J Craniomaxillofac Surg. 2019 Jul;47(7):1020-1030. doi: 10.1016/j.jcms.2019.04.003. Epub 2019 Apr 27. PMID: 31085061.
- 5 Karoliina V.M. Kotaniemi, Arja Heliovaara, Miika Kotaniemi, Patricia Stoor, Junnu Leikola, Tuula Palotie, Juho Suojanen: Comparison of postoperative skeletal stability of maxillary segments after Le Fort I osteotomy, using patient-specific implant versus mini-plate fixation. J Craniomaxillofac Surg. 2019 Jul;47(7):1020-1030.
- 6 Michael F. Huang, DDS, MD, David Alfi, DDS, MD, Jonathan Alfi, MA, Andrew T. Huang, MD: The Use of Patient-Specific Implants in Oral and Maxillofacial Surgery. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2019 Nov;31(4):593-600.
- 7 A. D. Schwitalla, M. Abou-Emara, T. Sprintig, J. Lackmann, W. D. Müller. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. Journal of Biomechanics 0021-9290,2014.
- 8 Arş.Gör. Dt. Serhat Ramoğlu ve Doc. Dr. Oğuz Ozan Finite Element Methods In Dentistry, , 2013
- 9 Soriano RM, Das JM. Anatomy, Head and Neck, Maxilla. [Updated 2022 Sep 12]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025.
- 10 Lye, K. W.:Effect of orthognathic surgery on the posterior airway space (PAS). Ann Acad Med Singapore, 2008 37(8), 677-82.

- 11 Finlay, P. M., Moos, S. F., & Atkinson, J. M. (1995). Orthognathic surgery: patient expectations; psychological profile and satisfaction with outcome. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 33(1), 9–14. doi:10.1016/0266-4356(95)90078-0.
- 12 Langenbeck B. Beitrag zur Osteoplastik–Die osteoplastische Resektion des Oberkiefers. Deutsche Klinik. Reimer, Berlin. 1859.
- 13 Drommer, R. B. (1986). The history of the “Le Fort I osteotomy.” *Journal of Maxillofacial Surgery*, 14, 119–122. doi:10.1016/s0301-0503(86)80275-2
- 14 Obwegeser H. Eingriffe am Oberkiefer zur Korrektur des progenen Zustandsbildes. *Schweiz. Mschr. Zahnheilk.* 1965;75:365-374.
- 15 20. Ögütçen Toller M. Çene Cerrahları için Ortognatik Cerrahi. Ankara: Merdiven Reklam Tanıtım; 2009.
- 16 Rodgers MM, Cavanagh PR. Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. *Phys Ther.* 1984;64(12):1886–902.
- 17 Polat S. Titanyum ve polieter eter keton (PEEK) subperiosteal çene implantlarının biyomekanik etkilerinin sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi / Finite element analysis of the biomechanical effects of titanium and polyether ether ketone (PEEK) subperiosteal jaw implants; 2021. p. 25
- 18 Küçükkurt S. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2019;29(4):701–710. doi:10.17567/ataunidfd.328138
- 19 Shyam Sundar, S., Nandlal, B., Saikrishna, D., & Mallesh, G. (2011). Finite Element Analysis: A Maxillofacial Surgeon’s Perspective. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 11(2), 206–211. doi:10.1007/s12663-011-0319-5.
- 20 Lawrence E. Malvern, *Introduction to the Mechanics of a Continuous Medium*, Prentice-Hall, 1969, s. 2.
- 21 Malvern, *Introduction to the Mechanics of a Continuous Medium*, Prentice-Hall, 1969, s. 2
- 22 Beer, F. P., Johnston, E. R., DeWolf, J. T. & Mazurek, D. F. (2015). *Mechanics of Materials* (7th ed.). McGraw-Hill Education, s. 55–56.

- 23 Motta AB, Pereira LC, da Cunha AR. Finite element analysis in 2D and 3D models for sound and restored teeth. In: ABAQUS Users' conference. Citeseer; 2006. p. 329–43.
- 24 Fundamentals of 3D Printing and Its Applications in Biomedical Engineering Chapter 2; 2020
- 25 Van Staden, R. C., Guan, H., & Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(4), 257–270.
- 26 Mohammed MI, Fitzpatrick AP, Gibson I (2017) Customised design of a patient specific 3D printed whole mandible implant. *KnE Eng* 2(2):104–111.
- 27 Han Y, Wang F, Wang H, Jiao X, Chen D (2018) High-strength boehmite-acrylate composites for 3D printing: reinforced filler-matrix interactions. *Compos Sci Technol* 154:104–109
- 28 Suntornnond R, An J, Chua CK (2017) Bioprinting of thermoresponsive hydrogels for next generation tissue engineering: a review. *Macromol Mater Eng* 302:1600266
- 29 Yoon, H.-J., Rebellato, J., & Keller, E. E. (2005). Stability of the Le Fort I Osteotomy With Anterior Internal Fixation Alone: A Case Series. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(5), 629–634. doi:10.1016/j.joms.2004.12.013
- 30 Coskunses FM, Kan B, Mutlu I, Cilasun U, Celik T. Evaluation of prebent miniplates in fixation of Le Fort I advancement osteotomy with the finite element method. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2015;43(8):1505–10.
- 31 Stokbro K, Borg SW, Andersen MØ, Thygesen T. Patient-specific 3D printed plates improve stability of Le Fort 1 osteotomies in vitro. *J Craniomaxillofac Surg*. 2019 Mar;47(3):394-399. doi: 10.1016/j.jcms.2018.12.015. Epub 2019 Jan 3. PMID: 30661925.
- 32 Eduardo Sánchez-Jáuregui, Elena Baranda- Manterola, Álvaro Ranz- Colio, Ángela Bueno de Vicente, Julio Acero- Sanz, Custom made cutting guides and osteosynthesis plates versus CAD/CAM occlusal splints in positioning and fixation of the maxilla in orthognathic surgery: A prospective randomized study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, Volume 50, Issue 8, 2022, Pages 609-614, ISSN 1010-5182, <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2022.05.010>.

- 33 M. S. Atac, E. Erkmen, E. Yucel, A. Kurt: Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2- versus 4-plate fixation using 3D-FEA. Part 1: Advancement surgery. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2008; 37: 1117–1124.
- 34 Knežević, P., Grgurević, L., Uglešić, V., Grgurević, J., Drvar, N., & Kodvanj, J. (2011). Maxillary Fragment Stabilization After Le Fort I Fracture With 1 Screw Pair per Plate. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69(4), 1166–1174. doi:10.1016/j.joms.2010.02.049
- 35 Araujo, M. M., Waite, P. D., & Lemons, J. E. (2001). Strength analysis of Le Fort I osteotomy fixation: Titanium versus resorbable plates. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 59(9), 1034–1039. doi:10.1053/joms.2001.25832
- 36 Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2002;40(1):76–83.
- 37 Maintz M, Msallem B, de Wild M, et al. Parameter optimization in a finite element mandibular fracture fixation model using the design of experiments approach. *J Mech Behav Biomed Mat.*2023;144:105948.
- 38 Zhang, S. , Bai, T. , Zhang, X. , Feng, C. , Liu, Z. and Zhang, Y. (2022) Application of Finite Element Analysis in Biomechanical Research of Degenerative Diseases of Lumbar Spine. *Journal of Biosciences and Medicines*, 10, 21-33. doi: 10.4236/jbm.2022.103004.
- 39 Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, Tsutsumi S. Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2000;1(2):165–70.
- 40 Erkmen E, Şimşek B, Yücel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis: Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005;34(5):551–8.

- 41 Havaladar R, Pilli SC, Putti BB. Insights into the effects of tensile and compressive loadings on human femur bone. *Adv Biomed Res.* 2014 Mar 25;3:101. doi: 10.4103/2277-9175.129375. PMID: 24800190; PMCID: PMC4007336.
- 42 Abel AR, Ho K, Neugarten JM. What Is the Accuracy of Bimaxillary Orthognathic Surgery Using Occlusally-Based Guides and Patient-Specific Fixation in Both Jaws? A Cohort Study and Discussion of Surgical Techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2022 Dec;80(12):1912-1926. doi: 10.1016/j.joms.2022.08.009. Epub 2022 Aug 24. Erratum in: *J Oral Maxillofac Surg.* 2023 Mar;81(3):379. doi: 10.1016/j.joms.2022.12.003. PMID: 36116544.
- 43 Varidel A, Padwa BL, Britt MC, Flanagan S, Green MA. Patient-Specific Le Fort I Osteotomy Plates Are More Stable than Stock Plates in Patients with Cleft Lip and Palate. *Plast Reconstr Surg.* 2025 Jan 1;155(1):152e-159e. doi: 10.1097/PRS.00000000000011433. Epub 2024 Mar 26. PMID: 38546729.
- 44 Kraeima J, Schepers RH, Spijkervet FKL, Maal TJJ, Baan F, Witjes MJH, Jansma J. Splintless surgery using patient-specific osteosynthesis in Le Fort I osteotomies: a randomized controlled multi-centre trial. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2020 Apr;49(4):454-460. doi: 10.1016/j.ijom.2019.08.005. Epub 2019 Sep 8. PMID: 31506186.
- 45 Kim SH, Lee SM, Park JH, Yang S, Kim JW. Effectiveness of individualized 3D titanium-printed Orthognathic osteotomy guides and custom plates. *BMC Oral Health.* 2023 May 3;23(1):255. doi: 10.1186/s12903-023-03000-3. PMID: 37138237; PMCID: PMC10155400.