



**T.C.
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

İMALAT MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**FARKLI TİP MANDİBULA KIRIKLARINDA KULLANILAN MİNİ
FİKSATÖRLERİN OPTİMAL KONUMLARININ TAYİNİ VE
BİYOMEKANİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

UĞUR ÖZDER


MAYIS 2015

DÜZCE

KABUL VE ONAY BELGESİ

Uğur ÖZDER tarafından hazırlanan Farklı Tip Mandibula Kırıklarında Kullanılan Mini Fiksatorlerin Optimal Konumlarının Tayini İçin Biyomekanik Olarak Değerlendirilmesi isimli lisansüstü tez çalışması, Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun tarih ve sayılı kararı ile oluşturulan jüri tarafından İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.


Üye
Yrd. Doç. Dr. Arif ÖZKAN
Düzce Üniversitesi


Üye
Prof. Dr. İrfan KAYMAZ
Erzurum Teknik Üniversitesi


Üye
Prof. Dr. Yasin KİŞİOĞLU
Kocaeli Üniversitesi

Tezin Savunulduğu Tarih : 13.05.2015

ONAY

Bu tez ile Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Uğur ÖZDER'in İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans derecesini almasını onamıştır.

Prof. Dr. Haldun MÜDERRİSOĞLU
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

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

13 Mayıs 2015

Uğur ÖZDER

Sevgili Aileme

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez çalışmalarında, bunun yanında akademik ve mesleki alanda, yoğun temposu içinde bana vakit ayırıp rehberlik ederek yönlendiren danışmanım, Sayın Yrd. Doç. Dr. Arif ÖZKAN'a,

Lisans ve yüksek lisans öğrenimim boyunca desteklerini esirgemeyen, üzerimde büyük emekleri bulunan değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Hamit SARUHAN ve Sayın Prof. Dr. İlyas UYGUR'a,

Tüm yaşamım boyunca maddi manevi her türlü desteklerini eksik etmeyen, Babam İsmail ÖZDER'e, Annem Sirhet ÖZDER 'e ve Kardeşim Umut ÖZDER'e;

Teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

14 Mayıs 2015

Uğur ÖZDER

İÇİNDEKİLER

Sayfa

TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	1
ÖZET.....	2
ABSTRACT	2
EXTENDED ABSTRACT.....	3
1 GİRİŞ	5
1.1 MANDİBULA KIRIKLARI	6
1.1.1Çene fiksasyonu ve Tarihteki Tedavi Yaklaşımları	7
1.1.2Mandibula Kırıklarının Sınıflandırılması	8
<i>1.1.2.1 Anatomik Lokalizasyonuna Göre</i>	<i>9</i>
<i>1.1.2.2 Tipine Göre</i>	<i>9</i>
<i>1.1.2.3 Kasların Etkisine Göre.....</i>	<i>10</i>
<i>1.1.2.4 Etkene Göre.....</i>	<i>10</i>
<i>1.1.2.5 Dişlerin Varlığına Göre</i>	<i>10</i>
1.1.3Mandibula Kırıklarının Tedavisinde Kullanılan Enstrümanlar .	10
1.1.4Mandibula Kırıklarının Tedavisi	11
1.1.5Mandibula Kırıkları İle Alakalı İstatistik Veriler	12
1.2 MİNİPLAKLAR	14

1.2.1Miniplak Sisteminin Avantajları.....	15
1.2.2Miniplak Sisteminin Dezavantajları	16
1.2.3Tedavi Süreci.....	17
1.2.4Miniplak Fiksasyonunun Uygulanması	18
1.2.5Beslenme	20
1.3 BİYOMALZEMEYE GİRİŞ	20
1.3.1Biyouyum	21
1.3.2Metalik Biyomalzemeler.....	22
<i>1.3.2.1 paslanmaz çelikler.....</i>	<i>23</i>
<i>1.3.2.2 Krom-Kobalt Alaşımları</i>	<i>24</i>
<i>1.3.2.3 Titanyum Alaşımları.....</i>	<i>24</i>
1.4 SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ.....	25
1.4.1Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları ve Dezavantajları.....	26
<i>1.4.1.1 Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları</i>	<i>26</i>
<i>1.4.1.2 Sonlu Elemanlar Metodunun Dezavantajları</i>	<i>26</i>
1.4.2Birinci Aşama: Hazırlık Safhası.....	28
1.4.3İkinci Aşama: Çözüm Safhası.....	28
1.4.4Üçüncü Aşama: Sonuçların Değerlendirilmesi Safhası	29
1.4.5Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Kavramlar.....	29
<i>1.4.5.1 Geometri.....</i>	<i>30</i>
<i>1.4.5.2 Ağ Örgüsü Oluşturma (Meshleme)</i>	<i>30</i>
<i>1.4.5.3 Malzeme Özellikleri</i>	<i>31</i>
<i>1.4.5.4 Sınır Koşulları</i>	<i>31</i>

1.4.6	Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Eleman Tipleri.....	31
1.4.6.1	<i>Tek Boyutlu Elemanlar (Çizgisel elemanlar).....</i>	31
1.4.6.2	<i>İki Boyutlu Elemanlar</i>	32
1.4.6.3	<i>Üç Boyutlu Elemanlar</i>	32
2	MATERYAL VE YÖNTEM.....	33
2.1.	ÜÇ BOYUTLU BİYOMODEL TASARIMI	33
2.1.1	Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı ve Görüntüleme.....	33
2.1.2	Magnetik Rezonans Cihazı ve Görüntüleme.....	35
2.1.3	BT ve MR Görüntülerinden 3B Modelleme	37
2.2	MANDİBULA, VİDA, PLAK MODELLERİNİ OLUŞTURMA	39
2.2.1	Ağ Örgüsü ve Malzeme Özellikleri	42
2.2.2	Yükleme Ve Sınır Şartları.....	43
3	BULGULAR ve TARTIŞMA	45
3.1	SİMFİZİS KIRIĞI ÜZERİNE DEĞERLENDİRME	45
3.1.1	I - A Tip Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon	46
3.1.2	I - B Tip Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon	50
3.1.3	Kare - A Tip Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon	54
3.1.4	Kare - B Tip Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon	57
3.1.5	Tek I - A Tip Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon	60

3.1.6 Tek I - B Tip Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon	63
3.1.7 Dikdörtgen - A Tip Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler Ve Deformasyon	66
3.1.8 Dikdörtgen - B Tip Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler Ve Deformasyon	69
3.2 KÖRÖS KİRİĞİ ÜZERİNE DEĞERLENDİRME	72
3.2.1 I - A Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon.....	73
3.2.2 I - B Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon.....	76
3.2.3 Kare-A Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon	79
3.2.4 Kare-B Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon.....	82
3.2.5 Y - A Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon	85
3.2.6 Y - B Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon	88
3.2.7 Dikdörtgen - A Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler Ve Deformasyon.....	91
3.2.8 Dikdörtgen - B Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler Ve Deformasyon.....	94
3.2.9 T - A Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon.....	97
3.2.10 T - B Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon....	100
4 SONUÇLAR VE ÖNERİLER	103
5 KAYNAKLAR	107
ÖZGEÇMİŞ.....	114

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1.1 Mandibula Kırıklarının Sınıflandırılması.....	7
Şekil 1.2. Mandibula Fraktürlerinin Bölgelere Göre Dağılımı [20]	13
Şekil 1.3. Kilitli Vida Ve Plak [25].....	14
Şekil 1.4. Miniplağın Yerleşeceği Bölgenin Ölçümler [31]	19
Şekil 1.5. Miniplağın Ölçüme Göre Kesilip Düzenlenmesi [31]	19
Şekil 1.6. Çenenin Delinmesi Plağın Montajı [31]	19
Şekil 1.7 İmplantlarda Kullanılan Malzemeler	22
Şekil 1.15. Tek Boyutlu Elemanlar	31
Şekil 1.16. İki Boyutlu Elemanlar	32
Şekil 1.17. Üç Boyutlu Elemanlar	32
Şekil 2.1. Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme Cihazı Bileşenleri	34
Şekil 2.2. Bt Cihazı Ve Akciger Kesit Görüntüsü [60].....	35
Şekil 2.3. Modelleme Akış Şeması [31]	38
Şekil 2.4. Dicom Verileri İle Mımcıs Programında İlk Katı Modeli Oluşturma.....	38
Şekil 2.5. Mımcıs İle Bt Mr Görüntülerinden Modelleme	39
Şekil 2.6. Dicom Verileri İle Mımcıs Programında İlk Katı Modeli Oluşturma.....	40
Şekil 2.7. Geomagic Programında Modelin Düzenlenmesi	40
Şekil 2.8. Modelin Solidworks Programına Alınması	41
Şekil 2.9. Kırık Hattına Göre Ana Modeller	41
Şekil 2.10. T Geometrilili, Kare Geometrilili ve Y Geometrilili Plaklar	42
Şekil 2.11. Dikdörtgen Geometrilili, I Geometrilili Plak Ve Vida.....	42

Şekil 2.12. Mandibulanın Ağ Örgüsü Atanmış Hali	43
Şekil 2.13. Yük Ve Sınır Şartlarının Tayini.....	44
Şekil 3.4. I-A Tip Plakta Oluşan Gerilmeler.....	47
Şekil 3.6. I-A Plak 6.Vidada Oluşan Gerilmeler	48
Şekil 3.7. I-A Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	49
Şekil 3.8. I Plak İle Fiksasyonda Oluşan Deformasyon (Titanyum)	49
Şekil 3.14. I-B Tip Plakta Oluşan Gerilmeler	50
Şekil 3.18. Üst Plak 4.Vidada Oluşan Gerilmeler.....	51
Şekil 3.18. I-A Plak 5.Vidada Oluşan Gerilmeler.....	51
Şekil 3.23. I Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	52
Şekil 3.24. I-B Plak İle Fiksasyonda Oluşan Deformasyon.....	52
Şekil 3.15. Kare-A Tipi Plak Fiksasyon Şekli Ve Vida NumaralarıTitanyum	54
Şekil 3.17. Kare-A Plağın 3. Vidasında Oluşan Gerilme	55
Şekil 3.18. Kare-A Plak İle Fiksasyonda Oluşan Deformasyon (Titanyum)	56
Şekil 3.19. Kare Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	56
Şekil 3.23. Kare-B Plak İle Fiksasyonda Oluşan Deformasyon (Titanyum).....	59
Şekil 3.24. Kare-B Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	59
Şekil 3.28. Tek I-A Plak İle Fiksasyonda Oluşan Deformasyon (Titanyum).....	61
Şekil 3.29. Tek I-A Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	62
Şekil 3.30. Tek I-B Tipi Plak Fiksasyon Şekli ve Vida Numaraları.....	63
Şekil 3.33. Tek I-B Plak İle Fiksasyonda Oluşan Deformasyon (Paslanmaz).....	65
Şekil 3.34. Tek I-B Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	65
Şekil 3.35. Dikdörtgen-A Tipi Plak Fiksasyon Şekli Ve Vida Numaraları	66

Şekil 3.36 Dikdörtgen-A Tip Plaklı Fiksasyonda Plak Üzerindeki Gerilmeler	66
Şekil 3.37. Dikdörtgen-A Tip Plaklı Fiksasyonda 8.Vida Üzerindeki Gerilmeler	67
Şekil 3.38. Dikdörtgen-A Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	67
Şekil 3.39. Dikdörtgen-A Tip Plaklı Fiksasyonda Oluşan Deformasyon	68
Şekil 3.40. Dikdörtgen-B Tipi Plak Fiksasyon Şekli ve Vida Numaraları	69
Şekil 3.41. Dikdörtgen-B Tip Plakta Oluşan Gerilmeler	69
Şekil 3.42. Dikdörtgen-B Tip Plağın 2. Vidasında Oluşan Gerilme.....	70
Şekil 3.43. Dikdörtgen-B Tip Plaklı Fiksasyonda Oluşan Deformasyon (Titanyum)...	70
Şekil 3.44. Dikdörtgen-B Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	71
Şekil 3.45. İkinci Kesi Düzlemi İçin Uygulanan Plak Modelleri.....	72
Şekil 3.46. I-A Tipi Plak Fiksasyon Şekli ve Vida Numaraları.....	73
Şekil 3.47. I-A Plakta Oluşan Gerilmeler.....	73
Şekil 3.48. I-A Plağın 3. Vidasında Oluşan Gerilme.....	74
Şekil 3.49. I-A Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	74
Şekil 3.50. I-A Plak İle Fiksasyonda Oluşan Deformasyon.....	75
Şekil 3.51. I-B Tipi Plak Fiksasyon Şekli Ve Vida Numaraları	76
Şekil 3.52. I-B Tipi Plakta Oluşan Gerilmeler	76
Şekil 3.53. I-B Plağın 6. Vidasında Oluşan Gerilme	77
Şekil 3.54. I-B Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri (Mpa)	77
Şekil 3.55. I-B Plak İle Fiksasyonda Oluşan Deformasyon.....	78
Şekil 3.56. Kare-A Tipi Plak Fiksasyon Şekli ve Vida Numaraları	79
Şekil 3.57. Kare-A Tipi Plakta Oluşan Gerilmeler	79
Şekil 3.58. Kare-A Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	80

Şekil 3.59. Kare-A Plağın 2. Vidasında Oluşan Gerilme	80
Şekil 3.60. Kare-A Plak İle Fiksasyonda Oluşan Deformasyon	81
Şekil 3.61. Kare-B Tipi Plak Fiksasyon Şekli ve Vida Numaraları	82
Şekil 3.62. Kare-B Tipi Plakta Oluşan Gerilmeler.....	82
Şekil 3.63. Kare-B Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	83
Şekil 3.64. Kare-B Plağın 2. Vidasında Oluşan Gerilme	83
Şekil 3.65. Kare-B Plakta Oluşan Toplam Deformasyon.....	84
Şekil 3.66. Y-A Tipi Plak Fiksasyon Şekli ve Vida Numaraları	85
Şekil 3.67. Y-A Tipi Plakta Oluşan Gerilmeler.....	85
Şekil 3.68. Y-A Plağın 3. Vidasında Oluşan Gerilme	86
Şekil 3.69. Y-A Plak İle Fiksasyonda Oluşan Deformasyon	87
Şekil 3.70. Y-A Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	87
Şekil 3.71. Y-B Tipi Plak Fiksasyon Şekli ve Vida Numaraları.....	88
Şekil 3.72. Y-B Tipi Plakta Oluşan Gerilmeler.....	88
Şekil 3.73. Y-B Plağın 3. Vidasında Oluşan Gerilme.....	89
Şekil 3.74. Y-B Plak İle Fiksasyonda Oluşan Deformasyon	90
Şekil 3.75. Y-B Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	90
Şekil 3.76. Dikdörtge-A Tipi Plak Fiksasyon Şekli ve Vida Numaraları	91
Şekil 3.79. Dikdörtgen-A Tip Plaklı Fiksasyonda Oluşan Deformasyon	92
Şekil 3.80. Dikdörtgen-A Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri.....	93
Şekil 3.81. Dikdörtgen-B Tip Plaklı Fiksasyonda Plak Üzerindeki Gerilmeler	94
Şekil 3.82. Dikdörtgen-B Tipi Plakta Oluşan Gerilmeler.....	95
Şekil 3.84. Dikdörtgen-B Tip Plaklı Fiksasyonda Oluşan Deformasyon	95

Şekil 3.85. Dikdörtgen-B Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri	97
Şekil 3.86. T-A Tipi Plak Fiksasyon Şekli ve Vida Numaraları.....	97
Şekil 3.87 T-A Tipi Plakta Oluşan Gerilmeler.....	97
Şekil 3.88. T-A Plağın 6. Vidasında Oluşan Gerilme.....	98
Şekil 3.89. T-A Plak İle Fiksasyonda Oluşan Deformasyon.....	99
Şekil 3.90. T-A Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri (Mpa)	99
Şekil 3.91. T-B Tipi Plak Fiksasyon Şekli ve Vida Numaraları	100
Şekil 3.92. T-B Tipi Plakta Oluşan Gerilmeler	100
Şekil 3.93. T-B Plağın 3. Vidasında Oluşan Gerilme	101
Şekil 3.94. T-B Plak İle Fiksasyonda Oluşan Deformasyon.....	102
Şekil 3.95. T-B Plaklı Fiksasyonda Oluşan Tüm Gerilme Değerleri.....	102

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa No

Çizelge 1.1 Mandibula Kırıklarında Önerilen Onarım Tipleri	11
Çizelge 1.2. Mandibula Fraktürlerinin Bölgelere Göre Dağılımı	12
Çizelge 1.3. Yetişkinlerde Kırık Oluşum Sebepleri	13
Çizelge 1.4. Çocuklarda Mandibula Kırıklarının Sebepleri	14
Çizelge 2.1. Kullanılan Materyallerin Malzeme Özellikleri	43
Çizelge 3.1. I-A Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Gerilmeler (Von Mises)	48
Çizelge 3.2. I Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler	53
Çizelge 3.3. Kare-A Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler.....	55
Çizelge 3.4. Kare-B Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler	58
Çizelge 3.5. Tek I-A Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler.....	62
Çizelge 3.6. Tek I-B Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler	64
Çizelge 3.7. Dikdörtgen-A Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler	68
Çizelge 3.8. Dikdörtgen-B Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler	71
Çizelge 3.9. I-A Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler	75
Çizelge 3.10. I-B Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler	78
Çizelge 3.11. Kare-A Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler.....	81
Çizelge 3.12. Kare-B Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler	84
Çizelge 3.13. Y-A Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler.....	86
Çizelge 3.14. Y-B Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler.....	89
Çizelge 3.15. Dikdörtgen-A Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler	93
Çizelge 3.16. Dikdörtgen-B Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler	96
Çizelge 3.17. T-A Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler	98
Çizelge 3.18. T-B Tip Plak Ve Fiksatorlerde Oluşan Tüm Gerilmeler	101

SİMGELER VE KISALTMALAR

a	İvme
A	Alan
Al	Alüminyum
ASCII	American Standard Code for Information Interchange (Bilgi Değişimi İçin Amerikan Standart Kodlama Sistemi)
BT	Bilgisayarlı Tomografi
Co	Kobalt
Cr	Krom
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Medikal Görüntüleme Kullanılan Dosya Uzantısı)
F	Kuvvet
Fç	Çekme Kuvveti
FEM	Finite Element Analysis (Sonlu Elemanlar Analizi)
Fn	Normal Kuvvet (Hesap Kesitine Dik Kuvvet)
GPa	Giga Pascal
HBR	Brinell Sertlik Değeri
IGES	Initial Graphics Exchange Specification (Dosya Uzantı Formatı)
İMF	İntermaksiller Fiksasyon
kg	Kilogram
M	Moment
m	Kütle
MIMICS	Materialise's Interactive Medical Image Control System
MPa	Mega Pascal
MR	Manyetik Rezonans
Mt	Torsiyon Momenti
N	Newton
Ni	Nikel
Nm	Newtonmetre
Ti	Titanyum
V	Vanadyum

ÖZET

FARKLI TİP MANDİBULA KIRIKLARINDA KULLANILAN MİNİ FİKSATÖRLERİN OPTİMAL KONUMLARININ TAYİNİ VE BİYOMEKANİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Uğur ÖZDER

Düzce Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Arif ÖZKAN

Mayıs 2015, 130 Sayfa

Mandibula kırıklarında miniplak kullanımı yaygın görülen cerrahi müdahale yöntemlerinden biridir. Mandibula kemiği kırıklarında plak-fiksator uygulaması öncesi tetkiklerde kullanılacak biyomalzemenin taşıyabileceği sınır değerlerinin ortaya konması gerekir. Plak ve fiksatorün, çenenin maksimum kuvvete ulaştığı durumlar dahil her türlü etkiye karşılık verir nitelikte olması istenmektedir. Bu nedenle, kullanılacak malzeme ve plak geometrisinin cerrahi öncesi tetkiklerle belirlenmesi gerekir.

Bu çalışmada, bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden üç boyutlu mandibula modeli elde edilmiş, korpus ve simfiz bölgesinde kırık oluşturulmuştur. Her iki kırık modeli için, farklı geometrilere sahip miniplakların farklı konumları üç farklı biyoyumlu malzemeler (Ti-6Al-4V, Krom Kobalt, 316 L) ile tasarlanıp gerilme analizleri herbiri için ayrı ayrı olmak üzere ANSYS WORKBENCH programı ile tamamlanılarak karşılaştırılmaları yapılmıştır.

Anahtar Kelimeler : Miniplak, Kırık Fiksasyonu-İç, Sonlu Elemanlar Yöntemi, Mandibula, Korpus, Simfiz

ABSTRACT

OPTIMAL LOCATION DETERMINATIONS OF MINI FIXATORS FOR DIFFERENT TYPES OF MANDIBULAR FRACTURES

Uğur ÖZDER

Duzce University

Institute of Science, Department of Manufacturing Engineering

Master's Thesis

Supervisor: Asst. Assoc. Dr. Arif ÖZKAN

May 2015 , 130 Pages

Miniplate fixation surgery is one of the common correction operation of mandibular fractures. Limitaion (loading capacity, dispalacement) values of biomaterials and fixators must be evaluated before fixation surgery. Plates and fixator, which reached a maximum strength of the jaw conditions are required to be included in any kind of impact on true loading and fixing response. Therefore, plate geometry and its the material must be determined by pre testing before surgery.

In this study, three-dimensional model of mandibular sagittal split osteotomy and fracture in angulus created aided with Computed Tomography (CT) images. Different positions of miniplate mandibular fixators with different geometry and three different biocompatible materials (titanium alloy, chrome cobalt, stainless steel) were designed and loading capacity compared with ANSYS Workbench software for both farcture types.

Keywords: Miniplate, Fracture fixation-internal, Finite Element Method, Mandible, Corpus, Symphysis

EXTENDED ABSTRACT

OPTIMAL LOCATION DETERMINATIONS OF MINI FIXATORS FOR DIFFERENT TYPES OF MANDIBULAR FRACTURES

Uğur ÖZDER

Duzce University

Institute of Science, Department of Manufacturing Engineering

Master's Thesis

Supervisor: Asst. Assoc. Dr. Arif ÖZKAN

May 2015 , 130 Pages

1. INTRODUCTION:

The use of mini plates is one of the common intervention methods of mandible fracture healings. The force carry limit values of the biomaterials that used in mandibula fixations must be well known before to the plate fixation application. Plate and fixators responds to all influences, including maximum force of bitten cases. Plate geometry and material must be determined prior to surgery because of all these factors. Plate and fixation, including cases where the chin reaches the maximum force required to have any effect responds to the nature. Biocompatibilities fixators are applied, as well as loads of plaque and also capable of meeting the needs of the region can be expected. The main aim of this study is location comparisons for mandibular miniplates with Finite Element Analysis with 2 different mandibular fracture type.

2. MATERIAL AND METHODS:

In this study, Computed Tomography (CT) images based three-dimensional models of mandible sagittal split osteotomy and fracture in angulus designed by MIMICS® software. Reverse engineering methodology was used in modeling process. Each model and materials were compared with the stress and deformation capacities with ANSYS WORKBENCH finite element software.

3. RESULTS AND DISCUSSIONS:

Finite element analysis results as in vitro studies, were obtained with mandible plate and its materials. Plates that used in two different types of mandible fractures, accordance with under which conditions preference were expressed. Thus, the types of fracture, fixators materials and geometry have been carried out depending on the benchmark.

4. CONCLUSION AND OUTLOOK:

Accordingly, databases have been obtained especially frequently used different geometry fixators. According to all FEA results (stress distribution and displacements were less than the others);

Square-A and Square-B code minipaltes had useful results for symphysis fracture fixations. Square-B code minipaltes had useful results for corpus fracture fixations.

1 GİRİŞ

Mandibula yüzün en büyük ve dayanımı yüksek kemiği olmasına rağmen, konumu ve çıkıntılı yapısından dolayı yüz travmaları sonucunda en sık kırılan kemiktir [1].

Dıştan veya içten etki eden kuvvetlerle kemik dokusunda oluşan ayrılmaya veya bu sebeplerle kemiğin anatomik bütünlüğünün ve devamlılığının bozulmasına “**Kırık**” denir. Kemikteki kırılma etki eden kuvvetlerin derecesine ve kemiğin doku abzorbe edebilme yeteneğine göre ufak bir çatlaktan (Fissur), bir veya bir çok kemiğin kırılmasına ; hatta komşu eklemlerde çıkık eşlik etmesine (Kırıklı-çıkık) kadar değişiklik gösterebilir. Kırığı oluşturan sebepler ile kırık lokalizasyonları yaşlara göre farklılıklar gösterir. Yeni doğan döneminde doğum travmaları, çocuklarda düşme, dövülme ve trafik kazaları, gençlerde spor ve trafik kazaları, orta yaşlarda trafik ve iş kazaları ve ileri yaşlarda düşmeler ve tumoral olaylar kırık yapan başlıca nedenlerdir [2].

Kırık tiplerine göre sınıflandırma; [3,4]

- Kemik doku sağlamlığına göre
- Kırık hattının, kemiği çevreleyen deri yada mukoza yoluyla, dış ortamla ilişkide olup, olmamasına göre
- Kırık oluşturan kuvvete göre
- Kırık sayısına göre
- Kırığın derecesine ve kırık hattına göre
- Kırığın kemikteki anatomik lokalizasyonuna göre
- Kırılan kemiğin histolojik yapısına göre

Mandibula fraktürleri en sık görülen yüz kırıklarından biridir. Kafatasının geri kalan bölümüyle ilişkili olarak çenenin konumu göz önüne alındığında yüksek sıklıkla görülmesi hiç de şaşırtıcı değildir. Bu kırıkların düzeltilmesi yalnızca kozmetik açıdan değil, çiğneme ve konuşma gibi işlevlerin düzgün olması açısından da önemlidir [5]. Çene kırığı tedavisi tıp tarihi kadar eskilere dayanır. İlk kayıtlar eski Mısır yazmalarına dayanmakta, sonrasında Hipokrat’ın çene kırıklarını eksternal bandaj ile tedavi ettiği bilinmektedir. Geçmişte düşmelere, künt travmalara ve beden bedene savaşa bağlı olarak oldukça sık görülen mandibula kırıkları günümüzde daha

çok araç içi trafik kazalarına ve iş kazalarına bağlı olarak görülmekte, Hipokrat'tan günümüze teknolojiye ve tıp bilimine pek çok değişiklik olmasına rağmen temel tedavi prensipleri geçerliliğini korumaktadır [6].

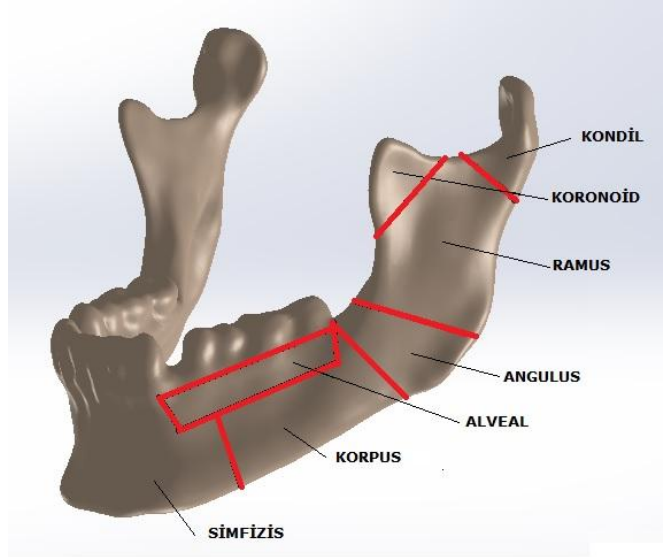
1950'lerden beri çene iskelet deformasyonları, sagittal split ramus osteotomisi ile tedavi edilmektedir ve pek çok rijit fiksasyon sistemi gereken stabiliteyi sağlamaktadır. Mini Plakların geleneksel plaklara göre teorik avantajları; vidada herhangi bir gevşemenin olmaması, daha kararlı halde olması, daha az hassasiyetle plağın adapte olması ve daha az bağıl hareket olması olarak sayılabilir. Plak ile sabitlenen çene kırığının oluşturduğu mekanik fiksasyon sistemi birkaç çalışmada incelenmiştir. Oğuz v.d (2011) yaptığı deneysel çalışmada koyun çenesinde farklı kırık tiplerinde plakla tedavi yapılması durumunu incelemiş ve bu incelemede plaklarda oluşacak maksimum deplasman değerlerini ele almıştır [7]. Takahashi et. al (2010) yaptığı teorik incelemede çene kırıklarında kullanılan farklı tür plaklarda gerilme analizleri gerçekleştirmiştir [8]. Chuong v.d (2005) farklı yükler altında çene implant yapısında, plak ve vidalarda oluşan gerilmeleri incelemiştir. Günümüzde canlı sistemlerinin gerek tek başlarına gerekse implantlarla oluşturdukları yapıların incelenmesi amacıyla biyolojik ve mekanik sistemlerin ele alındığı birçok biyomekanik yöntem vardır [9]. Biyomekanik biliminin deneysel çalışmalarla ele alınması canlı sistemlerinin incelenmesi için büyük avantajlar sağlamasına rağmen, deneysel çalışmalar öncesinde yapılacak olan teorik çalışmalar, deneysel çalışma öncesinde çalışmanın tutarlılığının incelenmesine olanak sağlamaktadır. Bu bağlamda, Sonlu Elemanlar Yöntemi (SEY/FEM) deneysel çalışmalar öncesinde sistemleri modellemek için çok iyi bir araçtır [10].

Bu çalışmada korpus ve simfizis bölgelerindeki Mandibula kırıklarında kullanılan mini plakların optimum yerlerinin tayini sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmiştir.

1.1 MANDİBULA KIRIKLARI

Mandibula, korpus (gövde) ve ramus olmak üzere iki kısımda incelenir. Korpus, mandibulanın ortada horizontal olarak yer alan bölümüdür. At nalı şeklinde olup açıklığı arkaya doğru bakar. Ramus, mandibular korpusun her iki yanından yukarı ve arkaya doğru uzanır. Ramusun alt kenarının arka kenarla birleştiği bölgeye angulus

mandibula adı verilir. Ramus, üste doğru, önde koronoid, arkada da kondil olmak üzere iki parçaya ayrılır. Kondil, glenoid fossayla birleşerek temporomandibular eklemi oluşturur (Şekil 1.1) [11].



Şekil 1.1 Mandibula kırıklarının sınıflandırılması

1.1.1 Çene fiksasyonu ve Tarihteki Tedavi Yaklaşımları

Mandibula fraktürlerinin teshis ve tedavisi ile ilgili ilk yazılar M.Ö 1650 yıllarında Mısır'da yazılmıştır. Bu yazılarda mandibula fraktürlü bir hasta tanımlanmış, tedavi edilemediği için hastanın öldüğü bildirilmiştir [12]. Hipokrat yazılarında, modern kırık onarımını, redüksiyonunu ve stabilizasyonunu ilk olarak tariflemiş ve mandibula kırıkları için de dental fiksasyonu ve bandajlamayı anlatmıştır. Uygun bir oklüzyonun elde edilmesinin önemine ilk olarak 1180'de İtalya'nın Salerno kentinde yazılmış bir kaynakta rastlanmaktadır. Salicetti 1492'de "Cirurgia" adlı kitabında ilk maksillomandibular fiksasyon teorisini ortaya koymuştur [13]. Maksillofasiyal cerrahide kemik plakları ile açık redüksiyon ve rijit internal fiksasyon (RİF) işlemi ilk olarak bir Hamburg' lu cerrah olan Carl Hansmann tarafından 1886 yılında, daha sonra ise 1888'de Schede tarafından tanımlanmıştır. Schede yaptığı bu çalışmalarda çelik vida ve plaklar kullanmıştır. RİF işleminin bu erken uygulamaları metalde oluşan aşırı yorgunluk ve korozyondan dolayı başarısızlıkla sonuçlanmıştır. 1960'lara kadar eksternal teknikler popüler halde iken, Luhr'un vitalyum

kompresyon plaklarını tanımlamasından sonra kompresyon plakları ile ilgili biyomekanik çalışmalar yapılmıştır. Korozyona dayanıklı vitalyum ve titanyum gibi materyallerin keşfi ile internal fiksasyon araştırmaları tekrar hız kazanmıştır. 1970’li yılların başında Schmoker ve Spiessl mandibula fraktürlerinin fiksasyonu için dinamik kompresyon plaklarını geliştirmişlerdir. Aynı yıllarda Michelet monokortikal non-kompresif miniplaklar üzerinde deneysel çalışmalar yapmıştır. Champy ise Michelet’in deneysel çalışmalarını geliştirmiştir. Tanımlanan bu teknikler günümüze kadar klinikte uygulanmış ve hala uygulanmakta olup sonuçları tartışılmaktadır [12].

Geçtiğimiz elli yılda teşhis yöntemleri, antibiyotikler, özel tasarlanan aletler ve biyometeryallerdeki mükemmelleşme, alınan sonuçların gelişmesinde etkili olmuştur. Kırık fiksasyonu, bandaj uygulamasından plak ve vida uygulamasına kadar değişen yöntemleri içermektedir. Günümüzde segmentlerin sabitlenmesinde plak ve/veya vidaların kullanılması standart bir yaklaşım haline gelmiştir. Yoğun olarak kullanılmakta olan plak ve/veya vida fiksasyon sistemleri, postoperatif maloklüzyonlar, iskeletsel deformeğe neden olabilen kas ve yumuşak doku kontraksiyonları ve yer çekimine bağlı yer değiştirmelere karşın segment pozisyonunun korunması için mandibular açk kırık tedavisinde rutin hale gelmiştir. Bu fiksasyon yöntemlerinde bazı değişiklikler (plak tipleri, vida şekilleri ve yerleri v.b) olabilse de esas amaç, kırık segmentler arasındaki fiksasyon stabilitesini arttırmaktır [14].

1.1.2 Mandibula Kırıklarının Sınıflandırılması

Kırığın bulunduğu anatomik bölgeye, kırıkların tipine, kasların etkisine, etkenin şekline ve çenelerdeki dentisyonun durumuna göre mandibula kırıkları değişik şekillerde sınıflandırılmışlardır [13]. Mandibula kırıklarının bölgelere adlandırılması Şekil 1.1.’ de verilmiştir.

Dingman ve ark. mandibula kırıklarını anatomik bölgelere göre orta hat, simfiz veya parasimfiz, korpus, angulus, ramus, kondiler bölge, koronoid bölge ve alveoler bölge

kırıkları olarak sınıflandırmıştır [15]. Önemli sınıflamalardan biri de kas aktivitesinin kırık parçalarla olan ilişkisini gösterendir.

1.1.2.1 *Anatomik Lokalizasyonuna Göre*

Simfizis ve Parasimfizis Kırıkları: Kanin dişilerin distalinden geçen vertikal çizgilerin arasında kalan anterior mandibula segmenti kırıklarıdır.

Korpus Kırığı: Distal simfizden masseter kasın alveoler sınırına rastlayan hatta kadar olan kırıktır. (genellikle 3.molar dahil)

Angulus Kırığı: Masseter kasın anterior sınırıyla çevrelenmiş üçgen bölgeden masseter kasın posterosuperior ataçmanına kadar olan kırıktır.

Ramus Kırığı: Angulusun üst yüzüyle sınırlı bölgeden sigmoid çıkıntıda tepe oluşturan iki hatta kadar olan kırıktır.

Kondil Kırığı: Ramusun üst bölgelerinde kondil bölgesinde olan kırıktır.

Koronoid Kırığı Ramusun üst bölgelerinde mandibulanın koronoid çıkıntısını içeren kırıktır.

Alveol Kırığı Dişleri içeren bölgedeki kırıktır.

1.1.2.2 *Tipine Göre*

Basit (kapalı) Kırık: Basit kırık, dışarıda yara oluşturmayan tek bir kırık hattından ibarettir. Mandibula kırıklarında bu, periosteumda yırtılma olmadan, ramus, kondil veya dişsiz bölge kırığını ifade eder. Cilt, mukoza veya periodontal membranda yaralanma söz konusu değildir.

Kompond (açık) Kırık: Bu kırıklar dışarıda da yaralanma oluşturur ve genellikle periodontal membran, mukoza ve deri kemikteki kırıkla ilişkidir.

Komünite (parçalı) Kırık: Kemiğin parçalandığı veya ezildiği kırıklardır.

Yaş Ağaç (greenstick) Kırığı: Kemiğin bir tarafının kırılıp diğer tarafının eğildiği kırıklardır.

Patolojik Kırık: Önceden var olan kemik hastalığından dolayı hafif bir yaralanma sonucu oluşan kırıklardır.

Etkilenmiş Kırık: Bir parçanın diğer bir parçayı sıkıca sıkıştırdığı kırıklardır.

Kompleks (Komplike) Kırık: Komşu yumuşak doku veya parçalarda önemli derecede yaralanmanın bulunduğu kırıklardır. Basit veya birleşik olabilir.

1.1.2.3 *Kasların Etkisine Göre*

Favorable (iyi durumda) Kırık Kas etkisinin deplasmana sebep olmadığı kırıklardır. düşey veya yatay olabilir.

Unfavorable (kötü Durumda) Kırık Kas etkisinin deplasmana sebep olduğu kırıklardır. Horizontal veya vertikal olabilir.

1.1.2.4 *Etkene Göre*

Direkt Kırık Darbenin etkilediği kısımda oluşmuş kırıktır.

İndirekt Kırık Yaralanan bölgeden uzak bir noktada oluşan kırıktır.

Aşırı Kas Kontraksiyonuna Bağlı Kırık Ani kas kasılmasının sebep olduğu kırıklardır.

1.1.2.5 *Dişlerin Varlığına Göre*

Sınıf I Kırık hattının her iki tarafında da dişler vardır.

Sınıf II Kırık hattının sadece bir tarafında dişler vardır.

Sınıf III Kırık hattının her iki tarafı da dişsizdir. [16]

1.1.3 **Mandibula Kırıklarının Tedavisinde Kullanılan Enstrümanlar**

Yeterli görüş sağlanarak, uygun redüksiyonla travma öncesi anatomik pozisyona getirilmiş kırık uçları, vidalar, plaklar, teller kullanılarak fiske edilir. Plak ve vidaların kullanıma girmesiyle maksillofasiyal kırıkların tedavisi için hastanede kalış süresi azalmış, intermaksiller fiksasyona daha az veya daha kısa süreli gereksinim duyulur hale gelmiştir. Mandibula kırıklarının tedavisinde kullanılan cerrahi aletler

hastaya uygulanacak vida ve plaklar ile uyumlu olmalıdır. Operasyon öncesi enstrümanların, plak ve vidaların yeterli sayıda olup olmadığı, kullanılacağı anatomik bölgeye uygunluğu, özellikle de birbirine uyumu kontrol edilmelidir.

Kırıkların fiksasyonunda kullanılan metaller oksitlenerek veya fagosite edilerek immün reaksiyonlara neden olabilir. Bunlardan titanyum plaklar daha az reaksiyon verir ve daha uyumludur. paslanmaz çelik korozyona uğrayarak toksisiteye neden olabildiğinden son zamanlarda daha az oranda kullanılmaktadır. Vitalinum, titanyumdan daha güçlüdür. Kobalt, krom, molibden karışımından yapılmıştır ve direncinin yüksekliği yanında daha az reaksiyona sebep olmaktadır [13].

1.1.4 Mandibula Kırıklarının Tedavisi

Mandibula kırıklarında üç temel fiksasyon metodu izlenmektedir [17] :

- Mini plak-vida ile fiksasyon
- Brons tipi tel ile fiksasyon
- Eksternal fiksasyon

Mandibula kırıklarında önerilen onarım yöntemleri Çizelge 1.1.'de verilmiştir.

Çizelge 1.1 Mandibula kırıklarında önerilen onarım tipleri [18]

KIRIĞIN YERİ	DEPLASMAN	REDÜKSİYON/FİKSASYON
KONDİL	minimal orta derece ciddi	kapalı kapalı açık, miniplak veya tel
RAMUS	minimal orta derece ciddi	kapalı kapalı açık
ANGULUS	minimal orta derece ciddi	kapalı açık tel veya plak açık plak
KORPUS	minimal orta derece ciddi	kapalı açık plak intraoral yol açık plak extraoral
SİMFİZ	minimal orta derece ciddi	kapalı açık plak intraoral açık plak intraoral

1.1.5 Mandibula Kırıkları İle Alakalı İstatistiki Veriler

Mandibula, yeme içme faaliyetlerinin en önemli bileşenlerinden biridir. Isırma ve çiğneme fonksiyonları için dişlere güç veren mandibula kafa bölgesinde en fazla travma görülen bölgedir. Ellis ve ark (1985) mandibular fraktürlü 3462 hastada yaptıkları araştırmada fraktürlerin %33 korpus, %29 kondil, % 23 angulus, % 8.4 simfiz ve %1.4 alveolar bölgede oluştuğunu, angulus bölgesi fraktürlerinin 12 ile 29 yaş aralığında daha sık meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Fonseca (1997) da vakalarında %29 korpus, %26 kondil, %25 angulus, %17 simfiz, %4 ramus ve %1 oranında koronoid kırıklarına rastladığını bildirmiştir.

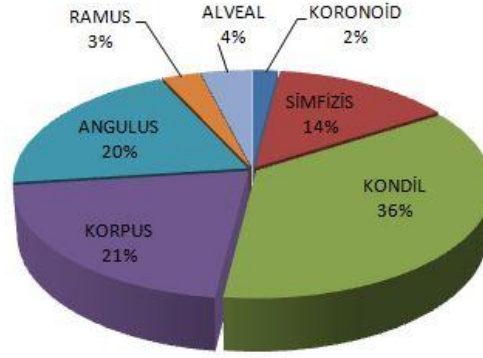
Stacey ve ark (2006) 'nın yaptıkları literatür araştırmasında ise mandibulada meydana gelen fraktürlerin lokalizasyonu şu şekilde sıralanmıştır: % 36 kondiler bölge, % 21 korpus, %20 angulus bölgesi, % 14 simfiz, % 3 alveoler kemik, % 2 koronoid bölge (Şekil 2.1). Her ne kadar mandibula fraktürlerinin lokalizasyonu ile ilgili farklı oranlar bildirilse de, korpus, kondil ve angulus bölgelerinde kırık insidansının yüksek olduğu açıkça görülmektedir [12].

Gökcan ve arkadaşları 2000-2006 yılları arasında mandibula kırığı şikayeti ile tedavileri yapılan hastaların, kırık bölgelere göre dağılımını Çizelge 1.2.'deki gibi belirtmişlerdir.

Çizelge 1.2. Mandibula fraktürlerinin bölgelere göre dağılımı [19]

Kırığın yeri	Kırık sayısı ve yüzdelik oranı (%)
Simfizis / Parasimfizis	37 (36.27)
Korpus	22 (21.57)
Angulus	18 (17.65)
Kondil / Subkondil	16 (15.68)
Ramus	9 (8.82)
Toplam (Örnek sayısı)	102 (100)

Mandibula kırıklarının bölgelere göre dağılımı hakkında 2008-2011 yılları arasında istatistiki veri elde eden İrkören ve arkadaşlarına göre, edinilen sonuçlar Şekil 1.2.'deki gibidir.



Şekil 1.2. Mandibula fraktürlerinin bölgelere göre dağılımı [20]

İrkören ve arkadaşları 3 yıl içerisinde 63 vakada görülen mandibula kırıklarının tedavilerini gerçekleştirmiş, oluşum sebepleri Çizelge 1.3.'de verilmiştir.

Çizelge 1.3. Yetişkinlerde kırık oluşum sebepleri [20].

Kırık Nedeni	Yüzdellik oran
Trafik kazası	% 51
Darp	% 28
Düşme	% 16
Diğer	% 5
Toplam	% 100

Gökcan ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, 2000-2006 yılları arasında 167 hastada görülen mandibula kırık olguların büyük kısmının erkek olduğu (% 73.05) ve en sık travma nedeninin motorlu araç kazası (% 67.07) ve darp (% 20.36) olduğu belirtmişlerdir [20].

Yetişkinlerde sebepler bu şekilde iken, çocuklarda nedenler farklılık göstermektedir. Çetingül ve arkadaşları çocuklarda görülen mandibula kırıklarının sebeplerini Çizelge 1.4.'deki gibi sıralamışlardır.

Çizelge 1.4. Çocuklarda mandibula kırıklarının sebepleri [21,22]

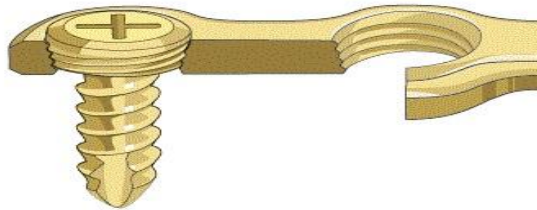
Kırık Nedeni	Yüzdeler oran
Düşme	%59.5
Trafik kazası	% 24.5
Spor ve oyun kazası	% 7.5
Diğer (hayvan tekmesi, kavga, üzerine ağırlık düşmesi)	% 8.5
Toplam	%100

Önemli bir noktada kırığın mandibulanın hangi bölgelerinde görüldüğü yönündedir. Araştırmalar göstermiştir ki, korpus bölgesinde görülen kırıklar, en fazla rastlanan mandibular travma çeşitlerinden biridir.

1.2 MİNİPLAKLAR

Mandibula fraktürlerinde, önceleri tel ve intermaksiller fiksasyon (IMF) ile yapılan uygulamalar kullanılırken günümüzde vidalar ve farklı konumlara yerleştirilen plak sistemleri tercih edilmektedir [23].

Klasik titanyum miniplak ve vida sistemi zaman içerisinde modifiye edilerek daha rijit fiksasyon sistemleri geliştirilmeye çalışılmıştır. Bu sistemler geliştirilirken küçük, manipasyonu kolay ve intraoral kullanıma uygun plak ve vidalar tercih edilmiş ve bunlardan biri olan 2.0 kilitli vida ve plak sistemi AO/ASIF-Institute tarafından İsviçre’de geliştirilmiştir. Plak ve vida ebatları olarak konvansiyonel plaklara benzer olan bu sistemin özelliği Şekil 1.3.’deki vidanın plak içerisine entegre olması ve plaktaki yivlere kilitlenmesidir [24].



Şekil 1.3. Kilitli Vida ve Plak [25]

“Kraniomaksillofasiyal Fiksasyonda Yeni Gelişmeler” adlı araştırmasıyla Alpert ve arkadaşları [26] kilitli plak ve vida sistemlerini detaylı olarak tanımlamış kullanım alanları ve avantajları hakkında bilgi vermiştir. Kullanılan vidanın gevşemesine ve oynamasına izin vermemesi, tam olarak plak kemik uyumu gerektirmemesi, osteosentez sırasında fragmanların yer değiştirmelerini engellemesi, vaskülarizasyonu engellememesi ve primer stabiliteyi arttırması avantajları olarak belirtilmiştir. Bu yeni sistemin bazı avantajları birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir ve sonuçta bu fiksasyon yöntemi travma ve ortognatik cerrahi vakalarında kullanılmaya başlanmıştır.

Klasik sistemde plağın kemiğe tam olarak adapte edilmesi gerekmektedir aksi takdirde vidalama esnasında kemik yüzeyi ile plak arasında oluşacak uyumsuzluk mobil kemik fragmanlarına iletilmekte ve fragmanlar arasında daha fazla boşluk oluşmasına, okluzal düzensizliklere ve stabilizasyonda güvenilirliğin azalmasına sebep olmaktadır. Kilitli plak ve vida sistemi kullanıldığında ise tam bir plak kemik uyumu gerekmediği için stabilizasyon değişmeden kalmaktadır [26].

Haug ve arkadaşları [27] yaptıkları çalışmada plak uyumu ve adaptasyonunun stabiliteye olan etkisini araştırmışlardır. Adaptasyon derecesi kilitli olmayan plak ve vida sistemlerinde mekanik cevabı etkilemekteyken kilitli vida ve plak sistemine etkisi olmadığı gösterilmiştir.

Gutwald ve arkadaşları [24] çalışmalarında insan kadvralarında açığı kırıkları oluşturmuşlar ve konvansiyonel miniplak ve vida ile kilitli miniplak ve vida sistemlerini karşılaştırmışlardır. Sonuçta kilitli vida ve plak sistemleri mekanik olarak daha stabil bulunmuştur.

Miniplak kullanılarak yapılan tedavilerin bazı avantaj ve dezavantajlar mevcuttur.

1.2.1 Miniplak Sisteminin Avantajları

- Miniplaklar rijit ve stabil fiksasyon sağlar. Bu nedenle intermaksiller fiksasyona (İMF) olan ihtiyaç azalır veya elimine eder.
- İMF'nin elimine edilmesiyle tellerin diş ve periodontal dokulara verdikleri zarar, ağız hijyenini sağlama zorlukları ortadan kalkar.

- Ankiloz riski azalır.
- Maksimum ağız açıklığına geçiş süresi kısalmıştır. İMF yapılmayan hastalarda bu süre 4 hafta iken İMF yapılanlarda 15. haftada bile henüz maksimum ağız açıklığı elde edilememiştir.
- Hastanın sosyal aktivitelerdeki kısıtlılıkları giderilir.
- Konuşmaları anlaşılır hale gelir.
- Hastaların dietleri çeşitlendirilir. böylece tedavi süresince hastalarda kilo kayıpları çok az olur.
- post-operatif dönemde hemşire bakımına olan ihtiyaç ve solunum yoluyla ilgili olabilecek komplikasyonlar belirgin bir şekilde azalmıştır. hastane bakımının az olması iş gücü kaybında önüne geçmiş olur.
- İnternal ve eksternal craniofasial aygıtların kullanımına gerek kalmadan intraoral yaklaşımla yerleştirilebilmesi, cerrahi tekniklerinin basit olması, kompleks deformitelerin bir basamakta minimal komplikasyon ve minimal sekonder deformite ile yapılmasını mümkün kılar.
- Dişsiz hastalarda klasik yöntemlerle yapılacak olan kullanımı son derece zor gunning tipi splintlere, ağrı ve enfeksiyonlara yol açacak perimandibuler tellemeye olan gereksinimi ortadan kaldırır [28].

1.2.2 Miniplak Sisteminin Dezavantajları

- Açık redüksiyon gerektirmesi
- Plağı tutan vidaların inferior dental nöromusküler banda ve dişlerin apeksine zarar verme riski taşıması.
- Enfeksiyon riski taşıması.
- Termal irritasyon yapılabilmesi.
- Allerjik reaksiyon riski taşıması.
- Plağın elle hissedilebilmesi.
- Özel set ve deneyim gerektirmesi olarak bilinir.

Dezavantajlar içinde yer alabilecek bir diğer noktada kırık iyileştikten sonra plak ve vidaların durumudur. Genel kanı plak ve vidalar, hastanın bir şikayeti olmadığı sürece çıkartılmaması yönündedir. Ancak bazı araştırmacılar tarafından bu kabul

edilmemekle birlikte operasyonu takip eden 1-2 ay içerisinde çıkarılmasını önermektedir [28].

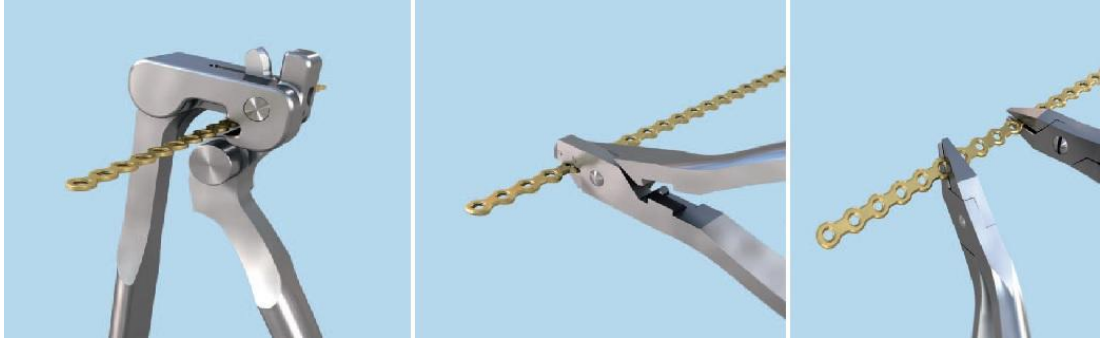
1.2.3 Tedavi Süreci

Her türlü mandibula kırığı eğer mümkünse, kazadan itibaren ilk 12 saat içinde tedavi edilmelidir. Uzamış müdahale süresi enfeksiyon oluşumuna neden olabilmektedir. Mandibüler kırıkların çoğu nazotrakeal entübasyon anestezisi gerektirirken uygun koşullarda lokal anestezi altında da miniplak osteosentezi yapılabilmektedir. Lokal anestezi özellikle mandibulanın ön bölgesindeki veya yirmi yaş dişleri bölgesindeki kırıklarda uygulanabilmektedir. Genel anestezinin uygun olmadığı, sağlık durumu zayıf olan hastalarda da lokal anestezi tercih edilebilir. Dişli hastalarda ideal oklüzyonun sağlanabilmesi için IMF yapılarak oklüzyon sağlanmalı ve daha sonra plak uygulanmalıdır. Özellikle lokal anestezi ile çalışılacaksa kırık parçaların redüksiyonu hasta için çoğu kez rahatsız edicidir. IMF yapılmayan olgularda ise ıvy gibi basit bir intermaksiller telleme ile oklüzyon güvence altına alınabilir. Dislokasyonun az olduğu durumlarda IMF dan vazgeçilebilir. Dişeti insizyonu dehisensleri önlemek için yapışık dişeti seviyesinin 5 mm. altında seyretmelidir [29]. İnsizyonun uzunluğu, kırık hattına ve komşu alanlara ulaşılmasına olanak vermelidir. Miniplak seçiminde çoğu olguda, normal 5-7 mm.lik vidalarla kullanılan dört delikli plak tercih edilir. Alternatif olarak, çeşitli anatomik sebeplerle barlı 4 delikli plaklar ya da barlı veya barsız altı delikli plaklar endike olabilir. Miniplak osteosentezinde; kırık hattını ortaya çıkardıktan sonra, parçalar manuel olarak yerine oturtulur. Zor vakalarda, proksimal parçaya bir kemik çengeli uygulanırken aynı zamanda anterior parçanın da ters yönde çekilmesi kırık parçaların redüksiyonunu kolaylaştırmaktadır. Redüksiyonu takiben, oklüzyon kontrol edilir. Daha önce IMF yapılmış olgularda bu işlem sorunsuzca ve net bir şekilde sonuçlandırılır. Osteosentez plağı, pens yardımı ile koyulacak bölgeye adapte edilir. Osteosentez hattının olduğu bölgeye önce en öndeki delik açılır daha sonra ikinci delikte açılarak vidalar yerleştirilir. Diğer kırık parçasındaki ilk deliği açmadan önce çok dikkat edilmelidir. Bir veya daha fazla vida yerleştirildikten sonra, plağın adaptasyonunu arttırmaya yönelik hiç bir girişimde bulunulmamalıdır. Aksi halde yerleştirilmiş vidalar da gevşeyebilir. Bunun yerine plak çıkartılmalı ve doğru bir şekilde adapte edilmelidir. Ezilmeyle meydana gelen kırıklarda veya kemiğin üçgen parçalar halinde ayrıldığı vakalarda, altı veya daha

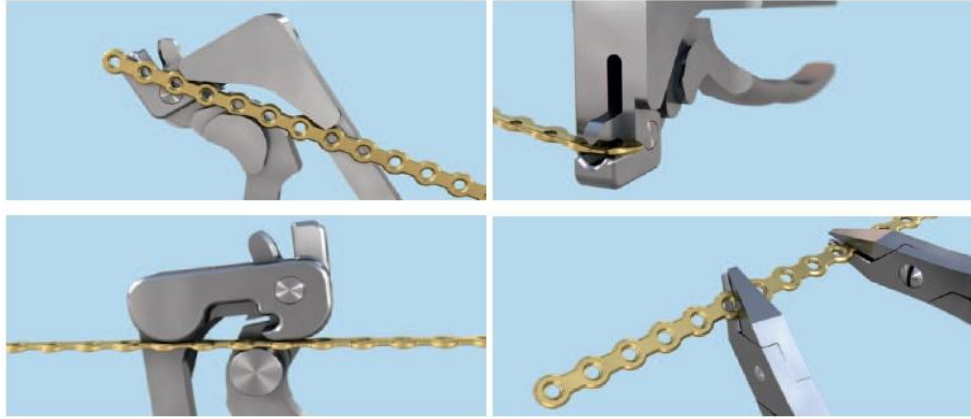
fazla vidalı uzun plaklar kullanılmalıdır. Frez mümkünse kemik yüzeyine dik tutulmalıdır. Arka bölgelerde 30°'ye kadar bir açığa izin verilebilir. Delme işlemi sırasında, delme açısında meydana gelecek en ufak bir değişiklik, vidaların sıkı tutunmasına engel olacak konik yuvaların oluşmasına neden olabilir. Kortikal tabakanın normal kalınlığı 3 mm.dir. Vidanın yivleri 1'er mm. aralıklı bulunduğundan, vidanın fiksasyonu üç vida yivine bağlıdır. Konik bir yuva, vidanın bir veya iki yivi kavramasını azaltabilir. Vidaların aşırı sıkıştırılması, vida yuvasında mikroçatlaklar oluşturabilir. Osteosentez tamamlandığında, alt çene hareket ettirilerek oklüzyon ve stabilite kontrol edilmelidir. Gevşetilmiş yumuşak doku yerine oturtulurken, mukoza periost ile beraber dikilmelidir. Dikişlerin, sağlam olduğundan emin olmak gerekmektedir. Çift kat dikiş atılması ödem sonrası oluşabilecek gerilmeye bağlı dikişlerde açılmaya engel olabilmektedir. Plağın kemik üzerine iyi adapta edilmediği veya yumuşak dokunun iyi kapatılmadığı olgularda plak, ödeminde yardımcı ile yumuşak dokudan dışarı çıkabilmektedir. Ödem oluşumunu azaltmak için operasyon sonrası kortikosteroid verilebilir. Buz kompres 15-20 dakikalık aralarla tüm gün uygulanmalıdır. Postoperatif intermaksiller fiksasyon yapılmasına genelde gerek yoktur. Eğer operasyon sırasındaki splintleme işlemi başarılı olmuşsa, bu fiksasyon birkaç gün kalabilir. Hastanın doğru oklüzyonunu bulmakta zorlanıldığında birkaç gün IMF yapılmasında fayda vardır. IMF sayesinde sağlanan hareketsizlik aynı zamanda yumuşak doku iyileşmesini de hızlandırmaktadır. Postoperatif bakım olarak hastaya bir hafta süre ile yumuşak gıdalar önerilir. Dikişler 7-10 gün sonra alınır. Postoperatif antibiyotik ve analjezik 5-7 gün süre ile verilmelidir [30].

1.2.4 Miniplak Fiksasyonunun Uygulanması

Operasyon uzman ekip tarafından gerçekleştirilir. Görsel akışı Şekil 1.4., Şekil 1.5. ve Şekil 1.6. daki gibidir. Fiksasyonu gerçekleştirecek olan ekip, önce mandibula kırığının tespiti ile başlar. Buradan alınan netice ile miniplak seçilir. Miniplak çeneye tam oturması için gerekli geometri, eğip bükme aparatları yardımcı ile sağlanır (Şekil1.4., Şekil1.5.). Herbir mandibula parçası dril ile delinip karşılıklı vidalanarak fiksasyon gerçekleştirilir (Şekil 1.6.) [31].



Şekil 1.4. Miniplağın yerleşeceği bölgenin ölçümler [31]



Şekil 1.5. Miniplağın ölçüme göre kesilip düzenlenmesi [31]



Şekil 1.6. Çenenin delinmesi plağın montajı [31]

1.2.5 Beslenme

Hastanın yutma fonksiyonu yerine geldiğinde sıvı gıdaya ve buz parçacıklarına başlanabilir. Oral hijyen sağlanmalıdır. Çiğnemede zorlanma atlatılıncaya kadar sıvı ve püre halindeki gıdalar tercih edilmeli, çene zorlanmamalıdır [32].

Yanlış kaynama ve oluşabilecek türlü komplikasyonlara karşı rutin gözlem, hekiminde uygun gördüğü süre zarfında gerçekleştirilmelidir [33].

1.3 BİYOMALZEMEYE GİRİŞ

Günümüzde büyük ilerlemelerin kaydedildiği bilim dallarından biri olan “biyomalzeme bilimi”nde, biyolojik sistemlerle etkileştiğinde uyum sağlayabilecek yeni malzemelerin geliştirilmesi için yoğun çaba harcanmaktadır. Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek ya da desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da sentetik malzemeler olup, sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut akışkanlarıyla (örneğin kan) temas ederler. Biyomalzemeler, insan vücudunun çok değişken koşullara sahip olan ortamlarında kullanılır. Biyomalzemelerin tüm bu zor koşullara dayanıklı olması gerekir.

Bilimsel anlamda yeni bir alan olmasına karşın, uygulama açısından biyomalzeme kullanımı tarihin çok eski zamanlarına kadar uzanmaktadır. Mısır mumyalarında bulunan yapay göz, burun ve dişler bunun en güzel kanıtları. Altının diş hekimliğinde kullanımı, 2000 yıl öncesine kadar uzanmaktadır. Bronz ve bakır kemik implantlarının kullanımı, milattan önceye kadar gitmektedir. Bakır iyonunun vücudu zehirleyici etkisine karşın 19. yüzyıl ortalarına kadar daha uygun malzeme bulunamadığından bu implantların kullanımı devam etmiş. 19. yüzyıl ortasından itibaren yabancı malzemelerin vücut içerisinde kullanımına yönelik ciddi ilerlemeler kaydedilmiştir. Örneğin 1880’de fildişi protezler vücuda yerleştirilmiştir. İlk metal protez, vitalyum alaşımından 1938’de üretilmiştir. 1960’lara kadar kullanılan bu protezler, metal korozyona uğradığında ciddi tehlikeler yaratmıştır. 1972’de alumina ve zirkonya isimli iki seramik yapı herhangi bir biyolojik olumsuzluk yaratmaksızın kullanılmaya başlanmış, ancak inert yapıdaki bu seramikler dokuya bağlanamadıklarından çok çabuk zayıflamışlardır. Aynı yıllarda Hench tarafından geliştirilen biyoaktif seramikler, (örneğin biyocam ve hidroksiapatit) ile bu problem

çözölmüş bulunmaktadır. İlk başarılı sentetik implantlar, iskeletteki kırıkların tedavisinde kullanılan kemik plakalarıydı. Bunu 1950'lerde kan damarlarının değişimi ve yapay kalp vanalarının geliştirilmesi, 1960'larda da kalça protezleri izlemiştir. Kalp ile ilgili cihazlarda esnek yapılı sentetik bir polimer olan poliüretan kullanılırken, kalça protezlerinde paslanmaz çelik öne geçmiştir. Bunun yanısıra, ilk olarak 1937'de diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan polimetilmetakrilat (diş akriliği olarak da bilinir) ve yüksek moleköl ağırlıklı polietilen de kalça protezi olarak kullanılmıştır.

Kısacası, son 30 yılda 40'ı aşkın metal, seramik ve polimer, vücudun 40'dan fazla değişik parçasının onarımı ve yenilenmesi için kullanılmıştır. Günümüzde, yüzlerce firma tarafından çok sayıda biyomalzeme üretilmektedir [34].

1.3.1 Biyouyum

Biyomalzemeler, insan vücudunun çok değişken koşullara sahip olan ortamlarında kullanılır. Biyomalzemelerin tüm bu zor koşullara dayanıklı olması gerekir. Son 30 yıl içinde biyomalzeme/doku etkileşimlerinin anlaşılması konusunda önemli bilgiler elde edilmiş bulunmaktadır. Biyouyumlu olan malzemeler, biyomalzeme olarak adlandırılmış ve biyouyumluluk; uygulama sırasında malzemenin vücut sistemine uygun cevap verebilme yeteneği olarak tanımlanmıştır. Biyouyumluluk, bir biyomalzemenin en önemli özelliğidir. Biyouyumlu, yani 'vücutla uyuşabilir' bir biyomalzeme, kendisini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmayan ve dokuda istenmeyen tepkiler (iltihaplanma, pıhtı oluşumu, vb) meydana getirmeyen malzemedir. Wintermantel ve Mayer bu terimi biraz genişleterek biyomalzemenin yapısal ve yüzey uyumluluğunu ayrı ayrı tanımlamışlar. Yüzey uyumluluğu, bir biyomalzemenin vücut dokularına fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak uygun olmasıdır. Yapısal uyumluluk ise, malzemenin vücut dokularının mekanik davranışına sağladığı optimum uyumdur. Biyouyumluluğu yüksek olan malzemeler, bedene yerleştirilebilir cihazların hazırlanmasında kullanılırlar.

Biyoyumluluğu yüksek olan malzemeler, seramikler, polimerler ve kompozit malzemeler olarak gruplandırılabilir. Alüminyum oksit, biyoaktif cam, karbon ve hidroksiapatit (HA) biyouyumlu seramik malzemelere örnek olarak verilebilir.

Biyomalzeme olarak kullanılan metaller ve alaşımlar ise, altın, tantal, paslanmaz çelik ve titanyum alaşımları. Polietilen (PE), poliüretan (PU), politetraşoroetilen (PTFE), poliasetal (PA), polimetilmetakrilat (PMMA), polietilenteraftalat (PET), silikon kauçuk (SR), polisülfon (PS), polilaktik asit (PLA) ve poliglikolik asit (PGA) gibi çok sayıda polimer, tıbbi uygulamalarda kullanılmaktadır. Her malzemenin kendine özgü uygulama alanı mevcuttur. Şekil 1.7.'de implantlarda kullanılan çeşitli doğal ve sentetik malzemelere örnekler verilmiştir [35].

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
İskelet Sistemi Eklemler Kırık kemik uçlarını tespit için kullanılan ince metal levhalar Kemik dolgu maddesi Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde Yapay tendon ve bağlar Diş implantları	Titanyum, Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımları Paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları Poli (metil metakrilat) (PMMA) Hidroksiapatit Teşon, poli (etilen teraftalat) Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
Kalp-damar Sistemi Kan damarı protezleri Kalp kapakçıkları Kataterler	Poli (etilen teraftalat), teşon, poliüretan Paslanmaz çelik, karbon Silikon kauçuk, teşon, poliüretan
Organlar Yapay kalp	Poliüretan
Duyu Organları İç kulak kanalında Göz içi lensler Kontakt lensler Kornea bandajı	Platin elektrotlar PMMA, silikon kauçuk, hidrojel Silikon-akrilat, hidrojel Kolajen, hidrojel

Şekil 1.7 İmplantlarda kullanılan malzemeler

1.3.2 Metalik Biyomalzemeler

Seramik ve polimerler gibi diğer biyomalzemelerle karşılaştırıldığında metalik biyomalzemeler kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağlar nedeniyle daha iyi dayanım özelliklerine sahiptirler. Bu nedenle yüksek yüklemelerin meydana gelebileceği iskelet yapılandırmalarında, yeterli eğme dayanımına sahip alaşımlar genellikle kullanılmaktadır. Temel biyouyumlu metalik malzemeler paslanmaz çelikler, Co esaslı alaşımlar, Ti ve Ti esaslı alaşımlardır. Yüksek yüklemeye gerektiren implantlara tipik örnekler kalça-diz protezleri, takma diş takımları, vidalar, tırnaklar, diş implantları v.b. dir. Ayrıca metalik implantlar, yüklemesiz tamamen fonksiyonel

aygıtlarda da kullanılmaktadır. Örneğin pompalar, valfler, kalp atışlarını düzenleyen aygıtlar. Bütün biyomalzemelerin taşımak zorunda olduğu esas özellikler; korozyon dayanımı, biyouyumluluk, biyoadhezyon (kemik gelişimi), biyofonksiyonellik (gerekli mekanik özelliklere sahip olmak, özellikle yorulma dayanımı ve Young modülünün kemiğinkine mümkün olabildiğince yakın olması). Değişik türlerdeki biyomalzemeler arasında en uzun geçmişe sahip olan, metalik biyomalzemelerdir. İlk olarak paslanmaz çelikler implant malzemesi olarak cerrahi alanda başarı ile kullanılmıştır. paslanmaz çelikler, Co esaslı alaşımlar, Ti ve Ti esaslı alaşımları içinde en genç tarihe sahip olan Ti'dur. Ti ve Ti esaslı alaşımları genellikle yapay kalça ve diz eklemleri, kemik levhaları ve diş implantları gibi sert dokuları yeniden yapılandırıcı operasyonlarda kullanılır. Ayrıca Ti ve Ti esaslı alaşımları mükemmel biyouyumlulukları, dengeli mekanik özellikleri, korozyon dayanımı ve düşük ağırlığı ile diğer biyomalzemeler arasından daha çok ön plana çıkmaktadır. İmplant - vücut sistemindeki etkileşimler insan bünyesinde bazı problemlere yol açabilir.

Korozyon prosesi implant metalden elektron akışı üretirse ve çevre dokuya iyon akışı olursa bu durum sinir hücrelerinin fizyolojik iyon hareketine zarar verebilir.

İmplanttaki bir inorganik reaksiyon sonucu metal iyonlarının vücut akışkanları içinde çözünüp başka organlara taşınması ile belirli metal iyon limiti aşılsa sistemde olumsuz etkiler görülebilir.

İmplantın direkt olarak organik reaksiyonu yada korozyon ürününün dokudaki proteinlerle reaksiyonu iltihaplanmalara neden olabilir.

İltihaplı hücrelerin H_2O_2 meydana getirmesi ve H_2O_2 'nin hidroksil iyonları şeklinde ayrışması biyolojik sistemde yaralanmalara neden olabilir [36].

1.3.2.1 *paslanmaz çelikler*

Cerrahi amaçlı paslanmaz çelikler Fe-Cr-Ni alaşımlarıdır. Krom hem korozyon direncini artırır hem de ısı direnç kazandırır. Daha önceleri kullanılan 18/8 çeliğinin yerini bugün daha çok kullanılan paslanmaz çelik alaşımı almıştır. İmplant malzemesi olarak yaygın biçimde kullanılan paslanmaz çelik ve paslanmaz çelik alaşımlarının iç yapısı ostenittir. paslanmaz çelik daha az karbon içermektedir.

Karbon oranı azaltılarak korozyon direnci iyileştirilmiştir. Yüzeyde oluşan kromoksit tabakası pasifleşmeyi sağlayarak, bu çeliğin kullanılabilirliğini yükseltmektedir. Yüzeyde oluşan pasif tabaka, titanyum ve kobalt alaşımlarındaki kadar kuvvetli değildir [37].

1.3.2.2 *Krom-Kobalt Alaşımları*

Bu alaşımlar, kobalt-krom ve kobalt-krom-nikel-molibden alaşımlarıdır. Ağırlıkça % 65 kobalt içerirler. Molibden ince taneli bir yapı sağlayarak mekanik özellikleri iyileştirmektedir. Co- Cr-Ni-Mo ve Co-Cr alaşımı, Diz ve kalça gibi daha çok yük taşıyan eklem yerlerindeki protezlerde kullanılmaktadır. Elastisite modülü paslanmaz çelikten daha büyüktür. Co-Cr-Mo alaşımı döküm alaşımıdır, daha ince taneli bir iç yapı elde etmek için molibden ilave edilmiştir. Molibden ilavesi ile dayanımı yükseltilmiştir. Krom da, katı çözeltili yaparak dayanımı artırır. Sıcak dövülerek şekillendirilen Co-Cr-Ni-Mo alaşımının üstün aşınma, yorulma ve çekme dayanımı vardır. Yorulma dayanımı da Ti 550 alaşımından daha üstündür. Dökme ve dövme alaşımları yüksek korozyon direncine sahiptir [37].

1.3.2.3 *Titanyum Alaşımları*

Titanyumun biyomalzeme üretiminde kullanımı 1930'lu yılların sonlarına doğru görülmeye başlanıyor. Titanyum, 316 paslanmaz çelik, ve kobalt alaşımlarına göre daha hafif bir malzeme. Titanyum, yüksek sıcaklıklarda çok reaktif ve oksijen varlığında patlamaya hazır bir elementtir. Bundan dolayı, yüksek sıcaklık uygulamalarında inert bir atmosfere gerek duyulur ya da vakumda eritilir. Oksijenin bulunduğu ortamda, oksijen metal içerisine geçer ve metali kırılganlaştırır [34].

En çok Ti6Al4V alaşımı kullanılmaktadır. Titanyumun biyolojik uygunluğu, korozyon direncinin yüksek oluşu ve elastisite modülünün kemiğin elastisite modülüne yakın olması sebebi ile uzun ömürlü implantlara imkan sağlamaktadır. Yoğunlukları düşüktür (4.5 g/cm³) Isıl işleme özellikleri iyileştirilebilir [37].

1.4 SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ

Doğadaki her olay (biyolojik, jeolojik, mekanik vb) çeşitli cebirsel, diferansiyel ve integral denklemlerinden oluşan fizik kanunları ile tanımlanabilir. Özellikle kesin sonucun zorlukla elde edilemediği veya hiç elde edilemediği yükleme durumlarında kullanım sahası bulan yöntemlerden biri de sonlu elemanlar yöntemidir [13].

Sonlu elemanlar yöntemi (Finite Element Analysis Method (FEM)) 1950'li yıllardan sonra geliştirilmiştir [42]. Gerilme analizleri problemlerinin çözülmesi amacıyla geliştirilen teknikte bu uygulamalar için bir büyüklük alanının hesaplanması gerekmektedir. Gerilme analizinde bu değer yer değiştirme alanı ve gerilme alanı; ısı analizinde sıcaklık alanı veya ısı akışı; akışkan problemlerinde ise akım fonksiyonu veya hız potansiyel fonksiyonudur. Hesaplanan büyüklük, alanın almış olduğu en büyük değer pratikte özel bir öneme sahiptir [43].

Sonlu elemanlar yöntemi her türlü yapının tasarımında ve çözümünde, çeşitli mühendislik alanlarında sıklıkla kullanımının yanında, tıp alanında da kullanılmaktadır. Metod, genel bir yaklaşım ile bütünü sonlu sayıda elemanlara bölmekte ve sistemin genel davranışını sistemi oluşturan elemanların davranışlarının ayrı ayrı süperpozisyonu ile açıklamaktadır [44].

Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılabilecek analizler; [31]

- Statik gerilme-deformasyon analizleri
- Kinematik ve dinamik analizler
- Titreşim analizleri
- Isı yayılım analizleri
- Akışkan hareketlerinin analizleri
- Aerodinamik analizler
- Akustik analizler
- Elektro-statik analizler
- Elektro-manyetik analizler vb.

1.4.1 Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları ve Dezavantajları

Her metodun kendi içerisinde bazı üstün yönleri olduğu gibi olumsuz yönleri de mevcuttur. Sonlu elemanlar metodu içinde bu geçerlidir.

1.4.1.1 Sonlu Elemanlar Metodunun Avantajları

1. Karmaşık geometriye sahip katılar modellenebilir.
2. Gerçekçi malzeme değerleri ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilir.
3. İstenilen sayıda değişik malzeme ile model oluşturulabilir.
4. Gerilme dağılımı ve yer değiştirmeler duyarlı bir şekilde elde edilebilir.
5. Deneysel aracın kontrolü, sınır koşullarının, uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin, geometrinin kolayca değiştirilip analizin zahmetsizce gerçekleştirilmesi mümkündür.
6. Noninvaziv bir tekniktir.
7. Herhangi bir noktaya uygulanan kuvvetle oluşan gerilme teorik olarak gerçeğe yakın bir biçimde ölçülebilir.
8. Dişler, alveolar kemik, periodontal ligament, kraniofasial yapılar ve diğer metaryaller simüle edilebilir;
9. Kuvveti uygulama noktası, büyüklüğü ve yönü istenildiği gibi değiştirilebilir
10. Çalışma operatör isterse defalarca tekrarlanabilir [43].

1.4.1.2 Sonlu Elemanlar Metodunun Dezavantajları

1. Prensipler hataları

- i) Sonlu eleman tipinin yanlış seçilmesinden kaynaklanan hatalar. Modelin şekline uygun, düzgün ve simetrik elemanlar ile daha doğru sonuçların elde edildiği çeşitli kaynaklarda ifade edilmektedir.
- ii) Sonlu eleman büyüklüğünün yanlış seçilmesinden kaynaklanan hatalar.

Prensip olarak, modele ait bazı bölgelerde büyük gerilme yığılmaları söz konusuysa bu bölgelerde sonlu elemanların boyutları küçültülmelidir. Bu hususta modelde oluşacak sapmalar sonuçları da küçümsenemeyecek derecede etkiler. Teoride sistemi küçük elemanlara bölmek daha doğru sonuçlar verir, buna karşın çözüm süresi uzar. Pratikte ise sonlu eleman boyutlarının küçültülmesine devam edildiğinde modelin gittikçe daha çok elemanlara ayrılması ile sonuçların gerçek değere yaklaşması belirli bir

noktaya kadar artmakta ve optimum eleman sayısına ulaşıldıktan sonra sonuçlar gerçek değerden uzaklaşmaktadır. Böyle bir etkinin ortaya çıkmasının sebebi bilgisayar programlarının hesaplamalarda yaptığı yuvarlamalar vb. gibi hatalardır.

2. Giriş bilgilerindeki hatalar.

Sisteme etki eden fiziksel büyüklüğün malzeme özellikleri üzerindeki etkisinin ihmal edilmesi, yayılı yüklerin noktasal yük olarak sisteme girilmesi, bağlantı noktalarındaki esnekliğin ihmal edilmesi gibi hatalardır.

3. Malzemeye özgü hatalar

Analiz edilecek sistemin malzeme özelliklerinden kaynaklanan hatalar analiz sonuçlarının gerçek sonuçlardan farklı çıkmasına sebep olabilir. Gerçek malzeme davranışları her zaman Hooke kanununa uymaz. Bu sebeple gerilme-uzama ifadelerine bağlı olarak sonuçlarda hatalar oluşabilir. Malzemenin kimyasal bileşimindeki sapmalardan dolayı elastiklik modülünün değişmesi, soğuk şekil verme hataları, haddeme ve çekmeden doğan malzeme bozukluğu, karbon miktarındaki toleranslara uyulmaması ve ısıtılma işlem hataları sonucu uzama sınırının değişmesi v.b. hatalar analiz sonuçlarının deneysel sonuçlardan farklı çıkmasına sebep olabilir.

4. Geometrik hatalar

Analiz edilecek sistemin gerçek boyutlarının model boyutlarında yapacağı sapmalar sonuçları azda olsa etkileyebilir. Gerçek yapı ile konstrüksiyon resimleri arasında oluşacak küçük farklar, imalat toleranslarından doğan gövde ve saç aksamına ait kalınlık farkları, saç aksamli parçalarda presleme sonucu kıvrım yerlerindeki incelemeler, hafif bükük yüzeylerin modelde düz elemanlarla gösterilmesi v.b. hatalardır. Zaman ve hata bakımından sonlu elemanlar metodu ve sonlu farklar metodunun mukayesesi yapılacak olursa, sonlu elemanlarla hesap için harcanan zaman daha fazla, hata oranı ise daha azdır. Sonlu farklarda ise hesap için harcanan zaman daha az, fakat hata oranı daha fazladır. Gerçek değerlere, sonlu elemanlar yöntemi ile bulunan sonuçlar üstten yaklaşmakta, buna karşılık sonlu farklar ile bulunan sonuçlar alttan yaklaşmaktadır [39,40].

Sonlu elemanlar analizinde problemin çözümü 3 aşamada gerçekleştirilmektedir.

- 1) Aşama: Hazırlık safhası (Pre- processing)
- 2) Aşama: Çözüm safhası (Processing)
- 3) Aşama: Sonuçların değerlendirilmesi safhası (Post- processing)

1.4.2 Birinci Aşama: Hazırlık Safhası

Pre - processing olarak da adlandırılır. Analizin yapılabilmesi için ilk aşama yapının geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model oluşturulduktan sonra alan elemanlara bölünür ve bir ağ modeli oluşturulur. Sonlu elemanlar metodunu kullanarak yapılan bir analiz işleminde ağ oluşturma işlemi sonlu elemanlar metodunun temelini oluşturur. Termal, yapısal, mekanik, akışkan ve elektromanyetik gibi mühendisliğin temel alanlarında sayısal analiz işlemleri esnasında ağ oluşturma işlemi vazgeçilmez bir adımdır. Ağ oluşturma işlemi ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık optimum sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar.

Bütün durumlarda cismi temsil eden elemanlar birbirine düğümlerle bağlıdır. Sonuçta cisim, sonlu elemanlar ve onları birbirine bağlayan düğümlerden oluşan bir sistemle yer değiştirmiş olacaktır. Genel olarak “cisim” terimi; yapı, sürekli ortam veya problemin bölgesi anlamında kullanılmaktadır. Düğümler ise komşu sonlu elemanları uçlarından birbirine bağlayan ve onları bir arada tutan somun civata bağlantılarına benzetilebilir. Düğümler kaldırıldığında elemanlar birbirinden ayrılacağından komşu sonlu elemanlar arasında fiziksel süreklilik yoktur [31].

1.4.3 İkinci Aşama: Çözüm Safhası

Bu aşamada elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanır. Elemanların mekanik özellikleri diferansiyel denklemler ile belirlenir. Bu denklemler önce cebirsel denklemlere daha sonra da matris denklemlerine dönüştürülür.

Elemanların denklemleri birleştirilerek yapının denklemler takımı elde edilir. Bu, sistemin denge denklemi olarak adlandırılır. Denklemin çözümüyle düğüm noktalarındaki alan değişkenleri için sayısal sonuç elde edilir. Bu veriler birim

uzama, gerilme ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır. Veriler analiz sonrası grafik ve tabloları oluşturmak için depolanır [38].

1.4.4 Üçüncü Aşama: Sonuçların Değerlendirilmesi Safhası

Analiz sonucu elde edilen sayısal ve teorik değerlerin görselleştirilmesi, anlaşılabilir hale gelmesi sağlanır. Bu aşamada animasyonlar elde edilebilir. Sonuçlarda pozitif değerler gerilme tipi gerilmeleri ve negatif değerler baskı tipi gerilmeleri ifade etmektedir. Elemanda hangi gerilme tipi daha büyük mutlak değere sahipse eleman o gerilme tipinin etkisi altındadır. 3 boyutlu bir elemanda en büyük gerilme değeri makaslama gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu durumda gerçekleşir. Bu konumda normal gerilmelere “principle stress” denir. Kırılgan materyaller için principle gerilme değeri önemlidir. Von Mises çekilebilir materyallerin germe dayanıklılığını belirlemek için kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan gerilmelerin bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği germe dayanıklılığı ile karşılaştırılmasıdır [38].

1.4.5 Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Kavramlar

Sonlu elemanlar yönteminde analizi yapılacak model, belirli noktalarda bir birlerine bağlanmış birçok parçanın birleşiminden oluşmuş bir yapı olarak gibi düşünülmektedir. Bu birleşme noktalarına düğüm noktası, her bir parçaya birim hücre veya eleman, elemanların toplamına ise ağ veya kafes yapı denilmektedir [39]. Şeklin geometrisinde, yüklerde ve malzeme özelliklerinde ani değişikliklerin meydana geldiği süreksizlik bölgelerinde sonuçların hassasiyeti için ağ yapısı kısmi olarak inceltilmelidir. Benzer şekilde, kaynaklı ya da cıvatalı birleştirmeler gibi bağlantı noktaları da fiziksel süreksizlik bölgeleri olup, bu bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılmalıdır. Ağ yaratma işlemi, çözümün doğruluğu üzerinde sadece hassas şekilde yapılması ile değil aynı zamanda uygun bir formda gerçekleştirilmesiyle de etkilidir. Genelde çentik etkisi oluşturan bölgeler daha ince bir ağ örgüsüyle kaplanmalıdır. Sonlu elemanlar paket programları her ne kadar otomatik ağ imkanı sunsa da bazı hallerde kullanıcı ağ’ı kendisi oluşturmak veya üzerinde düzeltmeler yapmak durumunda kalabilir [39,45].

Sistem mümkün olduğunca süreksizlik noktalarından, yani geometrinin, yüklerin ve malzeme özelliklerinin keskin olarak değiştiği yerlerden bölünmelidir. Bu şekildeki

bölmeye doğal bölme denilmektedir. Sonlu elemanlar çözümüne yapının elemanlara ayrılması bakımından etki eden diğer bir özellikse, kullanılan elemanların en/boy oranıdır. Bu oran bire yaklaştıkça, çözüm kalitesi artar. Başka bir ifadeyle, genellikle ince ve uzun elemanlardan sakınılması gerekmektedir. Hatta elemanların ana şekillerinden uzaklaşmaları da çözüm hassasiyetini etkiler. Örneğin kare, dikdörtgen, paralel kenar ve yamuk dörtgen elemanlar olmalarına karşılık, bunların içinde ana şekil kare olup diğerleri değişime uğramıştır. Dolayısıyla kare şekilli elemanlar daha hassas çözüm sağlar. Çok büyük yapıların elemanlara ayrılmasında, hassas bir çözüm için gerekli eleman sayısı çok fazla olabilir. Böyle durumlarda, yapı önce çözümü mümkün kılan kaba bir bölmeyle tabi tutulur ve analiz yapılarak sonuçlar elde edilir. Daha sonra istenilen bölgeler izole edilerek ayrıca ele alınır ve daha ince ağlarla bölme işlemi gerçekleştirilir. İkinci analizde, birinci analizin verileri girdi olarak kullanılır. Gerilme konsantrasyonunun fazla olduğu bölgeler bu şekilde hassas bir şekilde incelenebilir [39,45].

1.4.5.1 *Geometri*

Geometri sonlu elemanlar analizindeki ilk basamaktır. Analizi gerçekleştirilecek model 2 boyutlu veya daha kaliteli olan 3 boyutlu olarak modellenir.

Günümüzde dijital görüntüleme tekniklerinin gelişmesi sayesinde gerçeğe çok daha yakın anatomik modeller geliştirilebilmektedir. Bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntüleme yöntemlerinden elde edilen görüntü verilerinin özel bilgisayar programları ile doğrudan meshli modeller haline getirilmesi mümkün hale gelmiştir. Bir çok maddenin özellikleri, örneğin ölçülmüş kemik yoğunluğu değerleri gibi matematiksel hesaplamalara dahil edilebilmektedir. Böylece kemik-implant sisteminin geometrisini daha doğru olarak modellemek mümkün olmaktadır [39].

1.4.5.2 *Ağ Örgüsü Oluşturma (Meshleme)*

Mekanik literatür bilgisinde, matematiksel modele çevirme olarak açıklanır. Gördüğümüz her cismin içerisinde sonsuz sayıda nokta bulunmaktadır. Sonlu elemanlar ise bunu sınırlamakta ve o cisme en yakın modeli oluşturmaktadır. Küçük parçalar halinde bütünü oluşturarak cismi tamamlamaktadır. Bu işleme meshleme adı verilmektedir [31].

Yani kısaca, geometrisi oluşturulmuş model, analizi yapacak olan sistemin, bilgisayarın anlayacağı (matemetiksel ifade) dile çevrilmesidir.

1.4.5.3 *Malzeme Özellikleri*

Geometrisi hazırlanan ve matematiksel ifadeye çevrilen modelin malzeme özelliklerinin tanıtıldığı basamaktır. Her malzemede farklılık gösteren, gerilme birim uzama katsayısı gibi değerler bu basamakta modele özgü olarak atanır [31].

Model homojen ve doğrusal olarak kabul edilir. Burada elastisite modülü (young modülü) ve poisson oranı malzeme özelliklerini ifade eder.

1.4.5.4 *Sınır Koşulları*

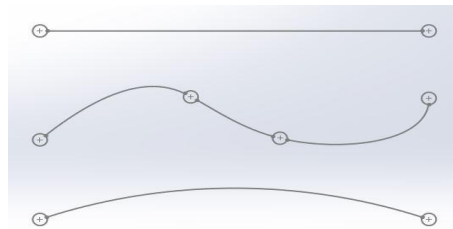
Analiz kısmından önceki son basamak sınır koşullarının tayinidir. Sınır koşullarından kasıt, geometriye gelen kuvvetlerin tayini ve bu kuvvete arşı koyabilecek sabitleme noktalarının belirlenmesidir [31].

1.4.6 **Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Eleman Tipleri**

1.4.6.1 *Tek Boyutlu Elemanlar (Çizgisel elemanlar)*

Geometriden veya problemin özelliğinden dolayı tek boyutlu analiz yapmayı gerektiren modellerde tek boyutlu elemanlar kullanılır.

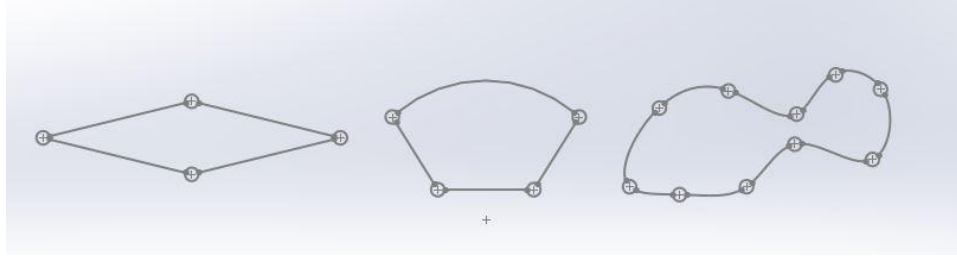
Düğüm noktalarından oluşan elemanlardır. Geometriden dolayı tek boyutlu analiz yapmayı gerektiren duruma örnek olarak kafes sistemlerini, problemin özelliğinden dolayı tek boyutlu analiz yapmayı gerektiren duruma örnek olarak ta tek boyutta ısı transferini gösterebiliriz. [31]. Şekil 1.15’de tek boyutlu elemanlara örnekler gösterilmiştir.



Şekil 1.15. Tek Boyutlu Elemanlar

1.4.6.2 İki Boyutlu Elemanlar

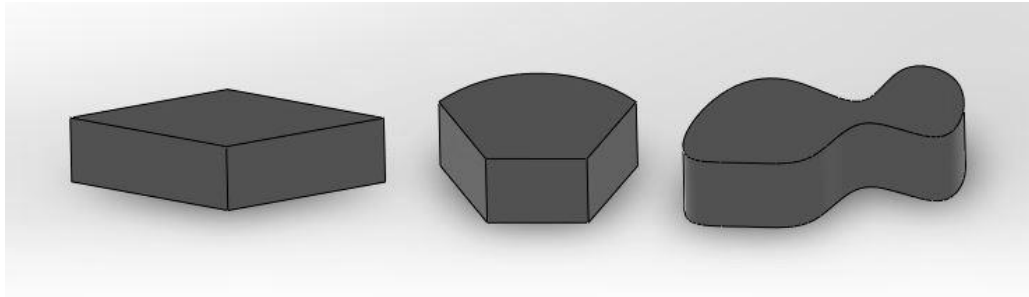
Yüzey elemanlarıdır. Kalınlıkları aynıdır. Üçgen şeklinde olanı en yaygındır. Yamuk, kare, dikdörtgen, çokgen, gibi geometrik şekillerde olabilir. Şekil 1.16'da iki boyutlu elemanlara örnekler gösterilmiştir.



Şekil 1.16. İki Boyutlu Elemanlar

1.4.6.3 Üç Boyutlu Elemanlar

Üç boyutlu analiz yapmayı gerektiren durumlarda üç boyutlu elemanlar kullanılır. En basit üç boyutlu eleman tipi dört yüzlüdür. Altı yüzlü ve eksensel simetrik üçboyutlu elemanlarda mevcuttur. Eksensel simetrik cisimlerde kesiti üçgen veya dörtgen olabilen halka şeklinde sonlu elemanlar kullanılır [31]. Şekil 1.17'de üç boyutlu elemanlara örnekler gösterilmiştir.



Şekil 1.17. Üç Boyutlu Elemanlar

2 MATERYAL VE YÖNTEM

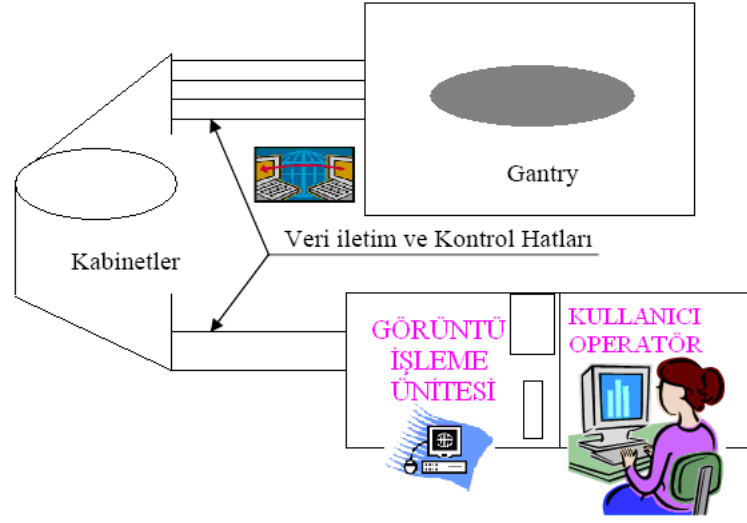
2.1. ÜÇ BOYUTLU BİYOMODEL TASARIMI

Tanı ve teşhis cihazların en çok bilinen ve kullanılanı Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) üniteleridir. Bu tip cihazların çalışma prensibi temel geometrinin katman katman görüntüsünü sağlamaktır. Bu katmanlar bilgisayar destekli modellemede kullanılmaktadır. Ancak film katmanları cihazların özellikleri gereği farklı unsurlar içermektedir. Bu farklı içerik özellikleri bilgisayar destekli modellemede çeşitli kısıtlılık ve üstünlükler sağlamaktadır [46].

2.1.1 Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı ve Görüntüleme

Bilgisayarlı Tomografi (BT) kelime anlamıyla eski Yunanca olan TOMO (kesit) ve GRAPHY (görüntü) kelimelerinden oluşmuştur. BT 1972 yılında Hounsfield ve Ambrose adında iki bilim adamı tarafından tüm bilim dünyasına tanıtıldı. BT'nin temeli röntgen cihazlarında kullandığımız X ışını teknolojisine benzer bir yapıya sahiptir. BT cihazı kesit görüntülerini MR cihazının aksine manyetik dalgalar yerine X ışınları kullanarak oluşturur. X ışınları zararlı etkileri nedeniyle kullanıldığı yerlerde yalıtım gerektirmektedirler. BT üniteleri içinde böyle bir yalıtım gerekmektedir [46].

BT cihazı yapısal olarak dört ana bileşen ile çalışmaktadır. Bu bileşenler, görüntü işleme ve kullanıcı bilgisayarı, gantary, kabinetler ve tüm bu elemanlar ile iletişimi sağlayan veri hatları olarak ifade edilmektedir. Şekil 2.1.' de BT cihazı bileşenleri ana üniteleri ile gösterilmiştir [47].

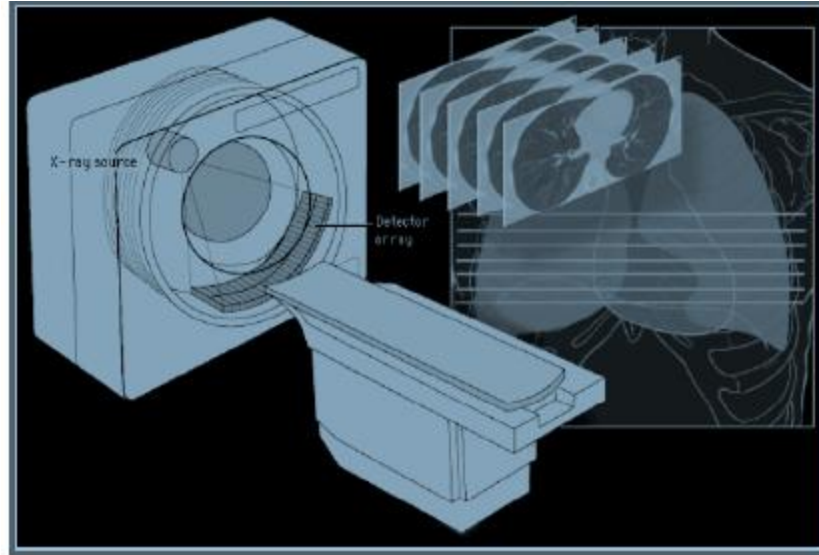


Şekil 2.1. Bilgisayarlı Tomografi görüntüleme cihazı bileşenleri [59]

Gantry dönen bir halka biçiminde oluşturulmuştur. Bu halkanın bir tarafında yüksek kapasiteli bir X-ışını tüpü diğer tarafında ise X-ışın tüpünden yönlendirilen ışınları algılayabilecek bir detektör bulunur. Gantry belirli bir hızla döner ve belirli aralıklarla X-ışını göndererek detektörden sinyalleri kodlar. Böylelikle katmanlar halinde işlenen BT resimlerini meydana getirmek üzere kabinetlere iletir. İşlemleri gerçekleştirmek, sıralamak ve düzenlemek amacıyla bulunan bilgisayara bağlı olan X-ışını tüpü, bilgisayar yardımıyla uygun kesit pozisyonuna çekim alanı geldiği zaman aktifleştirilir [46]. Gantryde bulunan detektörler, çekim yapılan nesne yada hastadan geçen görüntü bilgilerini X-ışını demetlerini soğurur. Detektörden gelen veriler, bir analogdan dijitale çevirici kullanılarak sayısal verilere dönüştürülür. Tüm bu görüntü bilgileri BT cihazının görüntü bilgisayarlarında işlenerek BT görüntüleri resim olarak katman katman elde edilmiş olur [47]. Kabinetler, gantry sürekliliğini devam ettiren elektronik ve mekanik yapıları bulundurlar. Bunu sistemler arasında kullanılan iletişim arayüzü olarak da ifade etmek mümkündür. Kabinetlerde magnette bulunan helyum pompasının kontrol kartları, BT cihazına güç sağlayan kaynaklar ve kontrol kartları ve beslemeleri bulunur [46].

BT cihazında dört adet bilgisayar işlemcisi bulunmaktadır. Bu bilgisayarlar BT cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidir. BT cihazının ürettiği verileri görünür ve teşhis edilebilir hale getiren parçalardır. Cihazın detektörlerinden alınan veriler iletim hatları aracılığıyla görüntü işlem bilgisayarına

gelir. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen gantry sinyallerini yorumlar. Yorumlanan bu sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan operatör bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları alınabilir ya da işlemler tekrarlanabilir [48]. Kullanıcı bilgisayarlarında günümüz yazılım teknolojisinin geldiği noktaya paralel olarak cihaza bütünleşik yazılımlar olarak üretici firmalarca entegre edilmiştir. Böylelikle, BT görüntüleri gerek teker teker gerekse katmanlar bütünü olarak bilgisayar ekranında çekim esnasında ve çekim sonrasında çekime eş zamanlı olarak gözlemlenebilir [47]. Genel olarak BT cihazının şematik görünümü Şekil 2.2.'de verilmiştir.



Şekil 2.2. BT cihazı ve akciğer kesit görüntüsü [60]

2.1.2 Magnetik Rezonans Cihazı ve Görüntüleme

Manyetik Rezonans (MR) manyetik titreşim anlamına gelmektedir. MR cihazı protonların manyetik alan altındaki titreşimlerinden yola çıkarak oluşturulmuş ve tanı amaçlı kullanılmaktadır. Cihazın temeli 1981 yılında ilk örnekleri ile atılmış ve uygulanmaya başlanmıştır. Gerçek anlamda modern tıbbın hizmetine ise 1984 yılında girebilmiştir. Cihaz o yıllarda tek bir üretici tarafından üretilmiş ve izleyen yıllarda üretici sayısı birkaç yıl içinde artmıştır. MR cihazı ülkemizde ise ilk olarak 1986 yılında hizmete girmiş ve o tarihten bu yana sayısı giderek artmıştır. Bu alandaki gelişme, teknoloji ve çalışmaların hız kazanmasının ardından MRI tekniği

birçok biyomedikal, kimya ve mühendislik uygulamalarında kullanılır hale gelmiştir. MR cihazı yapısal olarak dört ana bileşen ile çalışmaktadır. Bu bileşenler; Görüntü işleme ve kullanıcı bilgisayarı, magnet, kabinetler ve tüm bu elemanlar ile iletişimi sağlayan veri hatlarıdır [46]. Doğru ve gerçek zamanlı görüntüyü alabilmek için istikrarlı bir manyetik alanı magnet bileşeni oluşturur. Bu alan manyetik alan içerisinde radyo frekanslar (RF) ile görüntüleme yapılmaktadır. Görüntüleme için temel olarak mıknatıs teorisi ile yola çıkıldığı, düzgün manyetik alanı oluşturmak için büyük bir mıknatıs kullanıldığı için bu yapısal bileşen magnet olarak ifade edilmektedir [46]. Manyetik alanın gerek çekim gerekse devrenin tamamlanması esnasında sürekli olması gerekir. Kabinetler, bu sürekliliğini devam ettiren elektronik ve mekanik yapıları bulundurlar. Bunu sistemler arasında kullanılan iletişim arayüzü olarak da ifade etmek mümkündür. Kabinetlerde magnette bulunan helyum pompasının kontrol kartları, MR cihazına güç sağlayan kaynaklar ve kontrol kartları, RF kartları ve beslemeleri bulunur [46].

MR cihazında kullanılan bilgisayarların sayısı ikidir. Bu bilgisayarlar MR cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidirler. MR cihazının ürettiği verileri görünür ve teşhis kılınabilir biçime getiren ve düzenleyen unsurlardır.

Cihazın RF sarımlarından alınan veriler bir diğer önemli bileşen olan iletim hatları ile görüntü işlem bilgisayarına taşınır. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen bu sinyalleri sahip olduğu yazılım ve karar verme mekanizması ile işler. Derlenen sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan operatör bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları alınabilir ya da işlemler tekrarlanabilir. Operatör bilgisayarlarında günümüz yazılım teknolojisinin geldiği noktaya paralel olarak cihaza bütünleşik yazılımlar mevcuttur. Bu yazılımlar ile çekilen her bir katman ayrı ayrı resmedileceği gibi istenen katmanlar silinir yada eklenebilir. Bununla beraber katmanlar arasında yaklaşık bir model oluşumuna izin veren yazılımlar cihaz üreticilerince cihaz bilgisayarlarına ilave edilmektedir [46].

MR cihazlarının temel çalışma prensibi iyonların buldukları ortamdaki değişik hareket özelliklerine dayandırılmıştır. Bu hareketlilik özelliği ile elde edilen görüntüler, klinik anlamda insan vücudunun büyük bir kısmının sudan oluşması

nedeniyle tüm vücut bölgelerinde hastalığın ya da deformasyonun özellikle de doku içerisindeki kötü yapıların teşhisinde kullanılır [46]. 64X64 düşük matris değeriyle başlayan MRI bugünlerde 256X256 hatta 512X512 yüksek matris değerlerinde yüksek çözünürlükte görüntüler üretebilmektedir. Yüksek kontrast değerine sahip olması sayesinde patolojik doku ve lezyonlar tanımlanabilmektedir. Ancak öznel olarak ayarlanamaması neticesinde birbirine benzer sinyal aralığı olan farklı lezyonların tanınmasında yetersiz kalmaktadır. Buradan yola çıkarak, berrak ve temiz bir görüntüleme sağlayabilmemize rağmen MR cihazlarından yapılan çekimler ile net tanı konulabilmesi paralellik göstermemektedir MR cihazlarında iyonizan radyasyon kullanılmaz ve bir takım üstlimitlere uyulduğunda, bugüne kadar hiçbir biyolojik zararlı etkisi bulunmamıştır. Bu özelliği nedeniyle, çocukluk yaş grubunda ve aynı hastada defalarca tekrarlanabilme avantajına sahiptir [46].

2.1.3 BT ve MR Görüntülerinden 3B Modelleme

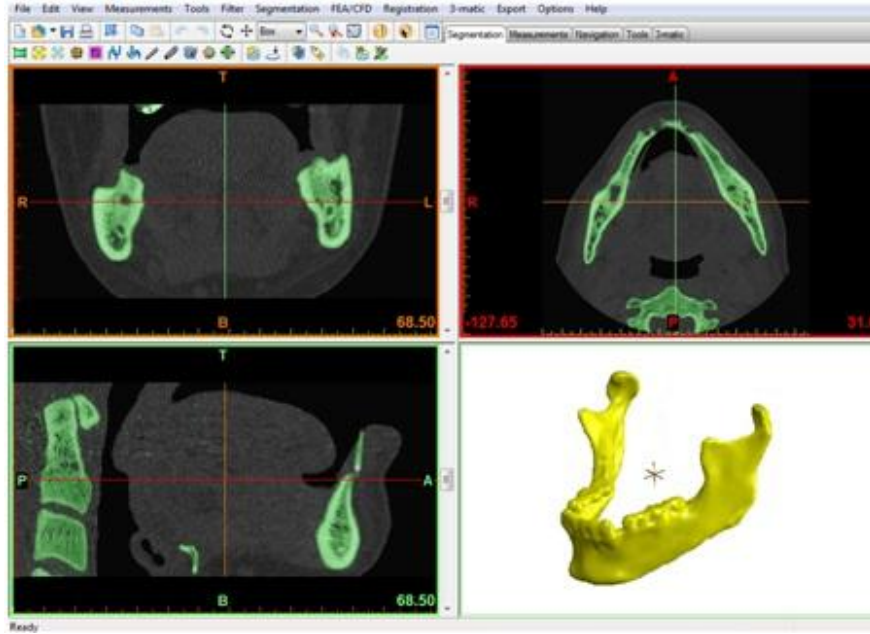
Çalışmada kullanılacak modeller BT ve MRI çekimleri sonrasında görselleştirme ve segmentasyon işlemleri ile Materialise's Interactive Medical Image Control System (MIMICS) yazılımı içerisinde elde edilmiştir. Modellerin düzenlenebilmesi için MIMICS yazılımı yanında tersine mühendislik yazılımlarından da yararlanılması gerekmektedir. Modellere oluşan lezyon ve çeşitli kemik olmayan yapıların BT ve MRI görüntülerinde istenmeyen geometrilerin düzenlenmesi için GEOMAGIC yazılımından yararlanılmıştır. MIMICS yazılımı BT ve MR görüntülerini düzenleyen farklı modüllere sahiptir [48].

BT veya MR katman sayısına, katman çözünürlüğüne bağlı olarak elde edilen 3B biyomodel geometrilerinde geometrik ve boyutsal farklar meydana gelmektedir. Bundan dolayı, MIMICS yardımıyla elde edilen 3B modeller üzerinde tersine mühendislik yazılımları yardımıyla düzenlemeler gerekmektedir. Bu düzenleme işlemleri BT çekiminin mikro BT olmaması nedeniyle uzunluğu 5 mm'yi geçmeyen kemik yapılarda gerekmektedir. Nokta bulutu verisine dönüştürülen katı modellerin, GEOMAGIC tersine mühendislik yazılımı ile Geometri düzenlemeleri gerçekleştirilmiştir. Düzenlenen 3B modeller sonlu elemanlar analizleri için uygun hale gelmektedir. Stereolithography (STL) formatında veri aktarımı GEOMAGIC ve MIMICS arasında gerek ASCII veya binary biçiminde gerçekleştirilmektedir. Şekil 2.3.'

de 3B tam ölçekli model elde etmek için kullanılan iş akış presedürü gösterilmiştir. Şekil 2.4.'te MIMICS kullanıcı ara yüzü görüntüsü görülmektedir.

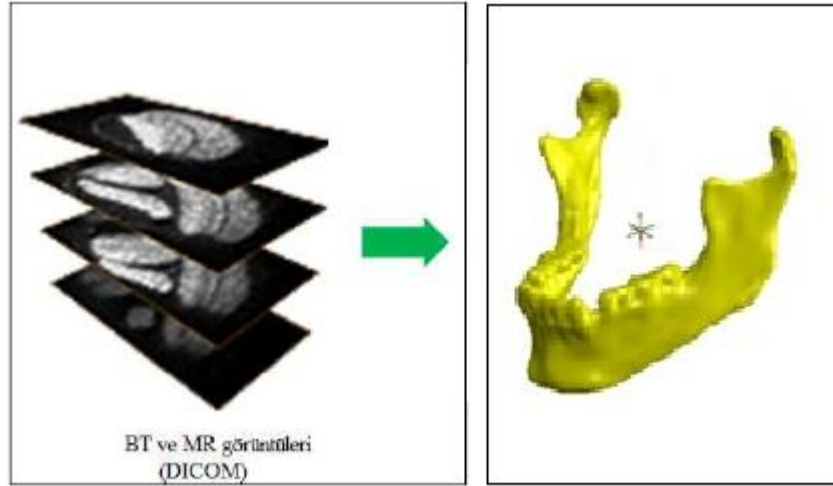


Şekil 2.3. Modelleme akış şeması [31]



Şekil 2.4. DICOM verileri ile MIMICS programında ilk katı modeli oluşturma

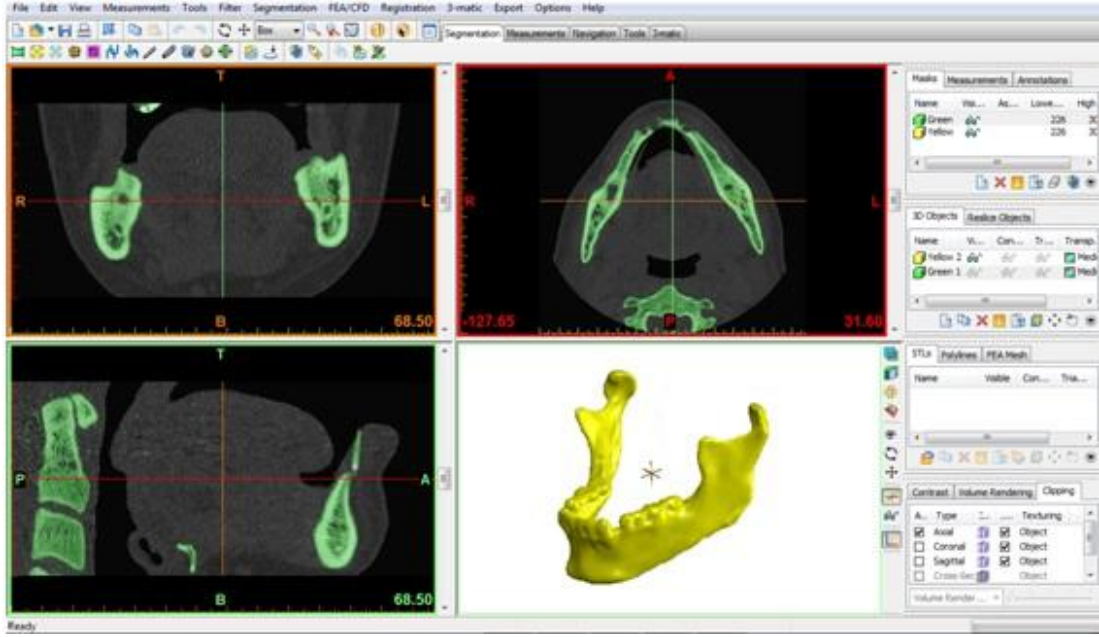
BT ve MR görüntü katmanları MIMICS yazılımında DICOM (The Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında olmak kaydıyla kullanılabilir. Şekil 2.5.'te örnek gösterimi verilen BT ve MR kesitleri MIMICS yazılımında birbirlerine eklenerek modelin birebir yüzey formu bir katman olarak elde edilir. Bu yüzey biçimi yine MIMICS içeriğine entegre olmuş katı modelleme aracı ile BT veya MR çekimi yapılan unsurun birebir 3B katı modeli elde edilir.



Şekil 2.5. MIMICS ile BT MR görüntülerinden modelleme

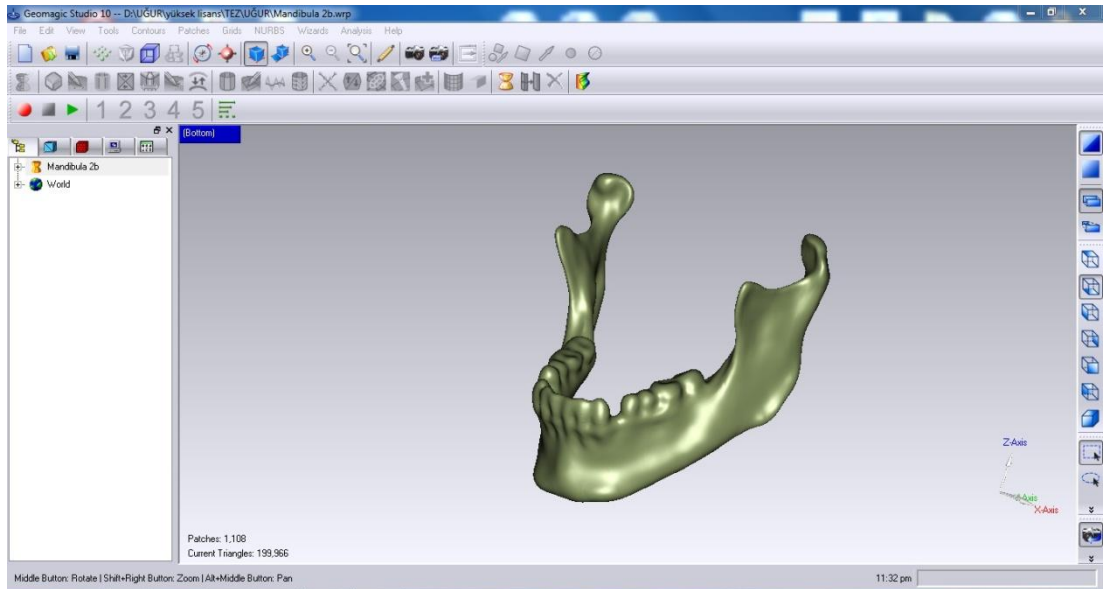
2.2 MANDİBULA, VİDA, PLAK MODELLERİNİ OLUŞTURMA

Bu çalışmada kullanılan mandibula modeli için, ortalama ağırlık ve boyda sağlıklı bir insanın, Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinden faydalanılmıştır. BT görüntüleri Toshiba Aquilion BT tarayıcı aygıtıyla elde edilmiştir. Birebir referans olabilecek modelleme için mümkün olduğunca sık katmanlı bir BT taraması yapılması uygun olduğundan, kesit aralığı 0.5 mm olan 500 paralel katmanlı 512 X 512 piksel çözünürlüğünde BT taraması yapılmıştır. Görüntüler BT cihazından DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında kaydedilmiştir. DICOM katmanları bir bütün halinde kemik yapının modellenmesi için kullanılmaktadır. Bu görüntüler, MIMICS® (Materialise's Interactive Medical Image Control System) [49] yazılımı ile mandibula geometrisi oluşturulmuştur. Şekil 2.6'da MIMICS programında oluşturulan model gösterilmektedir.



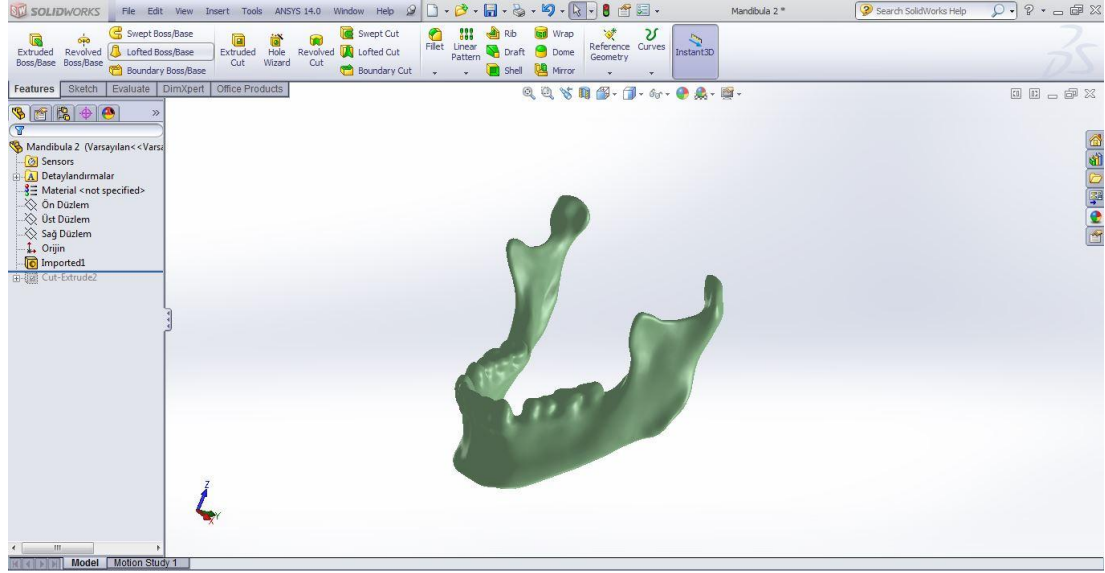
Şekil 2.6. DICOM verileri ile MIMICS programında ilk katı modeli oluşturma

Oluşturulan geometri, nokta bulutu halinde kaydedilmiştir. Gerçek modele uygun ölçü ve yüzey hatlarının düzenlemesi, hatalarının giderilmesi bu nokta bulutu verisi üzerinden, tersine mühendislik programı olan, GEOMAGIC® (Raindrop Inc.) [50] programına aktarılmıştır. Modelin Geomagic programında düzenlenmiş hali Şekil 2.7.'de verilmiştir.



Şekil 2.7. Geomagic programında modelin düzenlenmesi

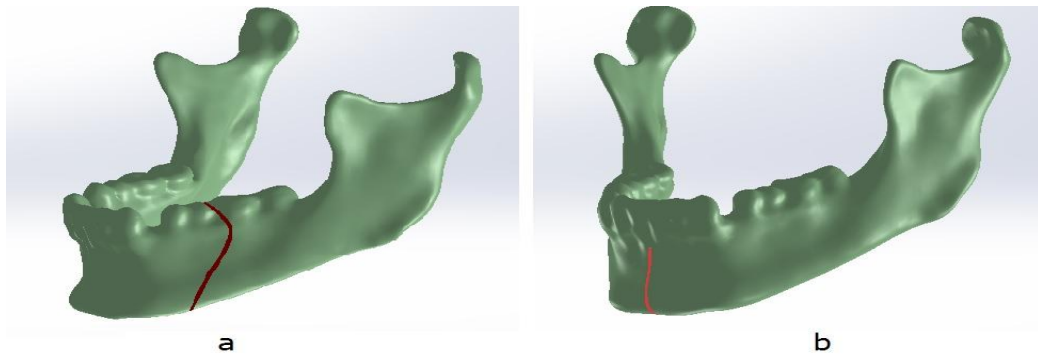
Model Geomagic programında düzenlendikten sonra (nokta bulutuna yüzey giydirme, yüzey pürüzlülüğü giderme, açık deliklerin tesbiti ve kapatılması, fazla yüzeylerin silinmesi vb.) IGES (Initial Graphics Exchange Specification) uzantılı olarak kaydedilmiştir.



Şekil 2.8. Modelin SolidWorks programına alınması

Kırık hattını oluşturmak, plak ve vidaların çizimi için model IGES uzantılı olarak SolidWorks® (Dassault Systemes SolidWorks Corp.) programına aktarılmıştır. Modelin SolidWorks ekran görüntüsü Şekil 2.8.'deki gibidir.

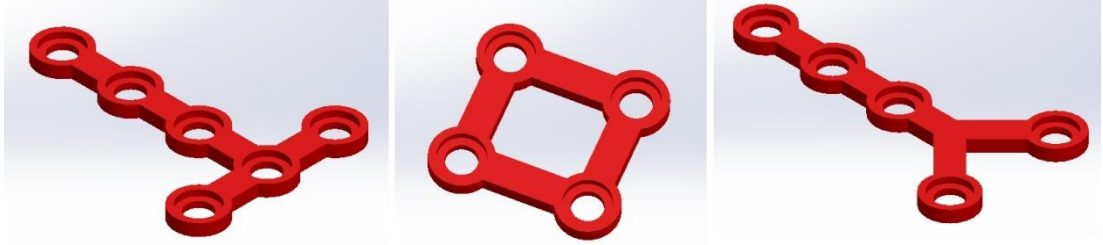
Bu çalışmada iki ana model üzerinden deneyler gerçekleştirilmiştir. Bu modelleri birbirinden ayıran özellik kırık hattının farkıdır. Modellerin ilkinde kırık hattı korpus bölgesinde (Şekil 2.9. a), diğeri ise simfizis bölgesinde tasarlanmıştır (Şekil 2.9. b). Kırık hatlarına göre oluşturulmuş modeller Şekil 2.9'da gösterilmiştir.



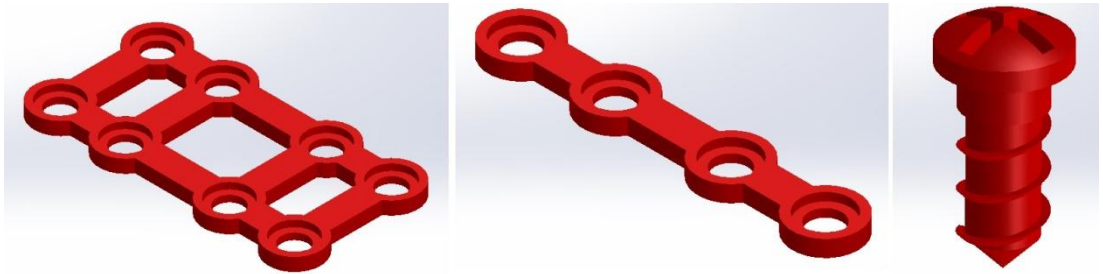
Şekil 2.9. Kırık hattına göre ana modeller

Mandibula modeli oluşturulurken bir yandan da plak ve vida çizimleri CAD (Computer Aided Design) ortamında gerçekleştirilmiştir. Plak ve vida tasarımı için üretici firma standart ölçüleri referans alınmıştır [51-53].

Fiksasyon işleminde birinci model için 3 farklı geometride plak (I geometrili, Dikdörtgen geometrili ve Kare geometrili) ikinci model için 5 farklı geometride plak (I geometrili, Dikdörtgen geometrili, Y geometrili, T geometrili ve Kare geometrili) kullanılmıştır. Her bir plak 2 farklı şekilde mandibulaya monte edilmiş ve 3 farklı malzeme (Titanium6 Alüminyum4 Vanadyum, Krom Kobalt ve 316 L) atanmış. Şekil 2.10. ve Şekil 2.11.'de plakların ve vidanın görüntüsü verilmiştir.



Şekil 2.10. T geometrili, Kare geometrili ve Y geometrili plaklar



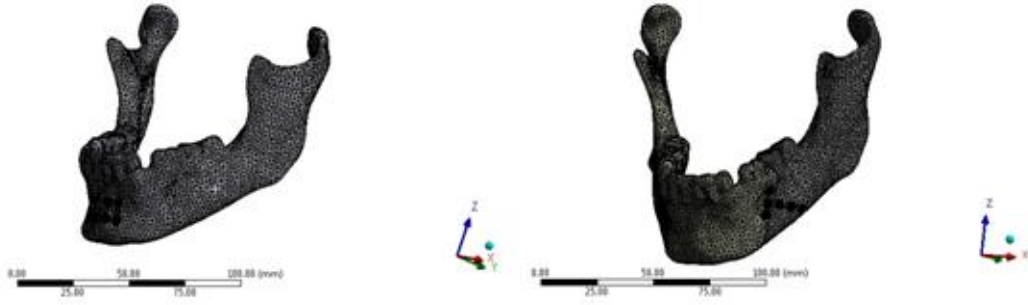
Şekil 2.11. Dikdörtgen geometrili, I geometrili plak ve vida

Oluşturulan mandibula modellerine plakların fiksasyonu, Solidworks programı içerisinde gerçekleştirilmiştir. Daha sonra analizlerin yapılacağı ANSYS® Design Modeler ara yüzüne aktarılmıştır (ANSYS Inc. Pennsylvania USA).

2.2.1 Ağ Örgüsü ve Malzeme Özellikleri

Matematiksel model tanımlaması sonlu elamanlar analizinde ağ ataması (mesh) yardımıyla yapılır. Bu atama modelin matematiksel ifadesi olarak belirli köşe ve kenar sayısına bölünmesi ile elde edilir. Bu çalışma için hacimsel ağ örgüsü 10 node quadratic tetrahedron (solid187) elemanlar ile tanımlanmıştır. Sonlu elamanlar

analizinin yapıldığı bilgisayarın özelliklerinin de elverdiği ölçüde, ortalama olarak modellerin geometrilerinin üzerinde yapılan uygulama ve değerlendirmeler sonrasında 125.000 nod ve 77.000 eleman içeren ağ örgüsü ile tüm modeller çözümlenmiştir. Plak-vida grubu küçük boyutlu olduğundan dolayı, mandibulanın 2 katı yoğunlukta olacak şekilde ağ örgüsü atanması yapılmıştır. Mandibulanın ağ örgüsü atanmış görüntüsü Şekil 2.12.'de verilmiştir.



Şekil 2.12. Mandibulanın ağ örgüsü atanmış hali

Deneylelerdeki esas farkı ortaya koyan nokta plak ve vidaların malzeme özellikleridir. Kullanılan materyallerin, malzeme özellikleri Çizelge 2.1.'de verilmiştir.

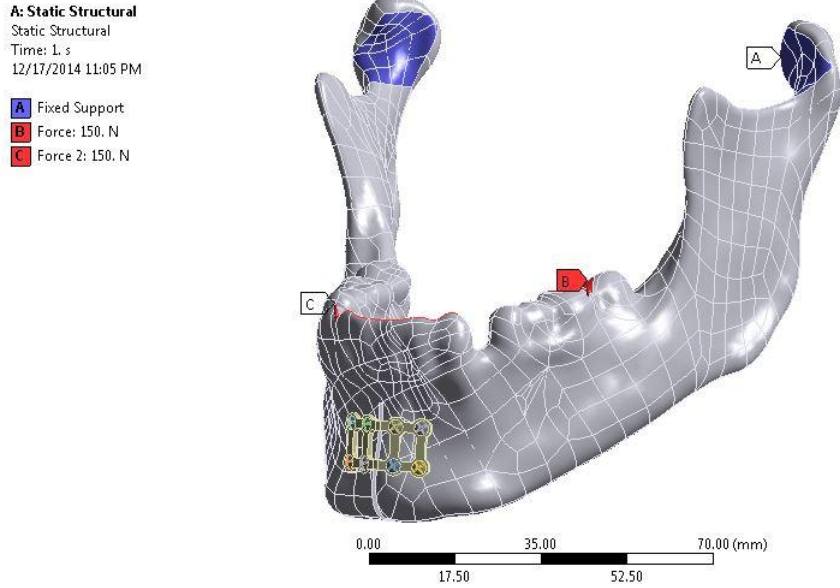
Çizelge 2.1. Kullanılan materyallerin malzeme özellikleri [54]

	<i>Poisson oranı (ν)</i>	<i>Elastisite modülü (E) GPa</i>
<i>Ti-6Al-4V</i>	<i>0.342</i>	<i>113.8</i>
<i>Paslanmaz Çelik (316L)</i>	<i>0.3</i>	<i>200</i>
<i>Krom Kobalt</i>	<i>0.226</i>	<i>189.6</i>
<i>Çene kemiği</i>	<i>0.3</i>	<i>14</i>

2.2.2 Yükleme Ve Sınır Şartları

Mandibulada oluşan gerilmeler, çenenin açılıp kapanması ve yeme içme faaliyetleri ile artış gösterir. Plakların gerilmelerin maksimuma ulaştığı durumlara cevap verir nitelikte olması gerekir. Kırık, simfizis ve korpus bölgesinde olduğundan, çiğnemekten ziyade, ısırma kuvvetleri kırık hattında daha yüksek moment oluşmasına sebep olmaktadır. Emniyet durumu en riskli durumlar göz önüne alınarak belirleneceğinden deneylerimizde yükleme ısırma kuvveti baz alınarak

gerçekleştirilmiştir. Yük olarak ön dişlerin üzerine ve arka diş üzerine mekanik yükleme doğrultusu nedeniyle düşey yönde (-z) 150 Newton (N) çiğneme kuvveti esas alınarak uygulanmıştır [41]. Yük ve sabitlerin mandibula üzerindeki konumları Şekil 2.13’de gösterilmiştir.



Şekil 2.13. Yük ve sınır şartlarının tayini

Sınır şartları ise Şekil 2.13’de görüldüğü üzere iç (medial) kondil bölgesinde (A) olacak şekilde belirlenmiştir. Ağ örgüsü yapılan, malzeme özellikleri tanımlanan, sınır koşulları ve yükleri belirlenen modellerin analiz kısımlarına geçilmiştir.

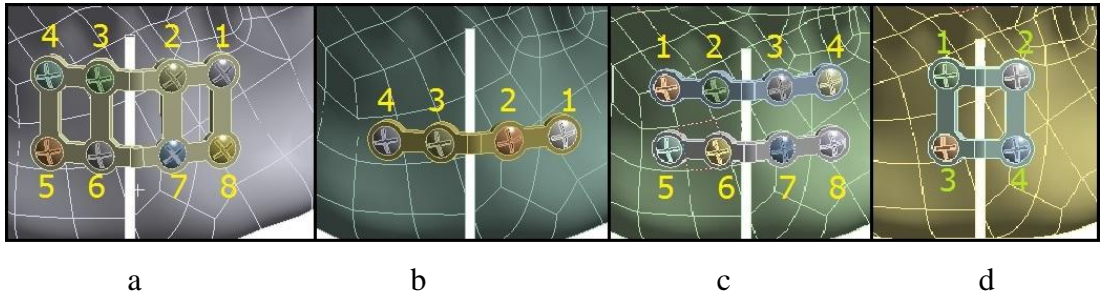
3 BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmamızda mandibula fraktürüne, değişik geometrideki miniplaklar ve vida fiksasyonu yapılarak, her geometri için farklı biyomalzeme tanımları ile sonuçlar değerlendirilmiştir.

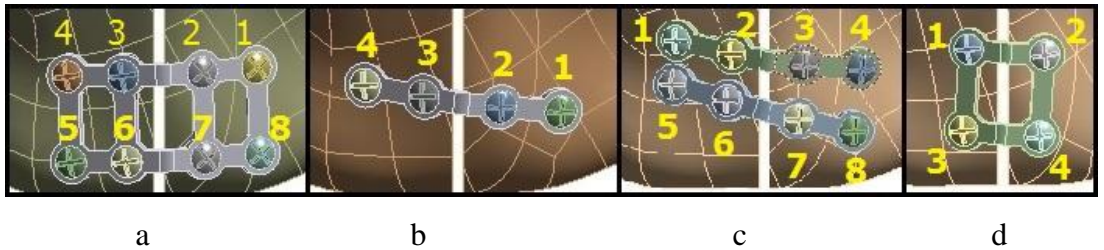
Değerlendirilen sonuçlar içinde; mandibulanın üzerine gelen deformasyon miktarları, her bir geometrinin farklı biyomalzeme kombinasyonu için gerilme miktarları tüm vidalar ve plaklar için ayrı ayrı incelenmiştir. İki farklı kırık hattı ile çalışma yapıldığından bulgularımızı da iki ana senaryo ile açıklamamız uygun olacaktır.

3.1 SİMFİZİS KIRIĞI ÜZERİNE DEĞERLENDİRME

İlk modelimiz simfizis bölgesinde dikey pozisyonda olan kırıktır. Bu kırık için 3 farklı geometrideki plak 4 farklı fiksasyonla uygulanmıştır. Bu çalışmada uygulanan plak modelleri iki farklı konumda, Şekil 3.1. ve Şekil 3.2'de gösterildiği gibi yerleştirilmiştir.



Şekil 3.1. Birinci kesi düzlemi için plak modelleri ve yerleşimi

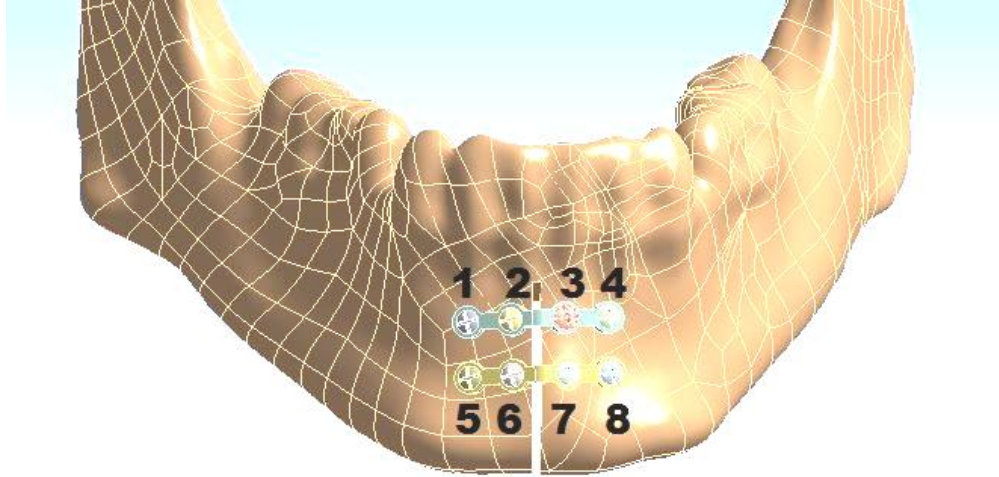


Şekil 3.2. Birinci kesi düzlemi için plak modelleri ve farklı yerleşimi

Uygulanan plakların geometrileri Şekil 3.1.a Dikdörtgen tip plak, Şekil 3.1.b I tip tek plak, Şekil 3.1.c I tip çift plak, Şekil 3.1.d Kare tip tek plak modelidir. Şekil 3.2'de plakların kesi düzlemine farklı şekilde yerleştirilmesini göstermektedir. Şekil 3.1 ve Şekil 3.2'de gösterilmiş olan plak üzerlerindeki numaralar ise, fiksasyon elemanı olan vidalara verilen isimlerdir.

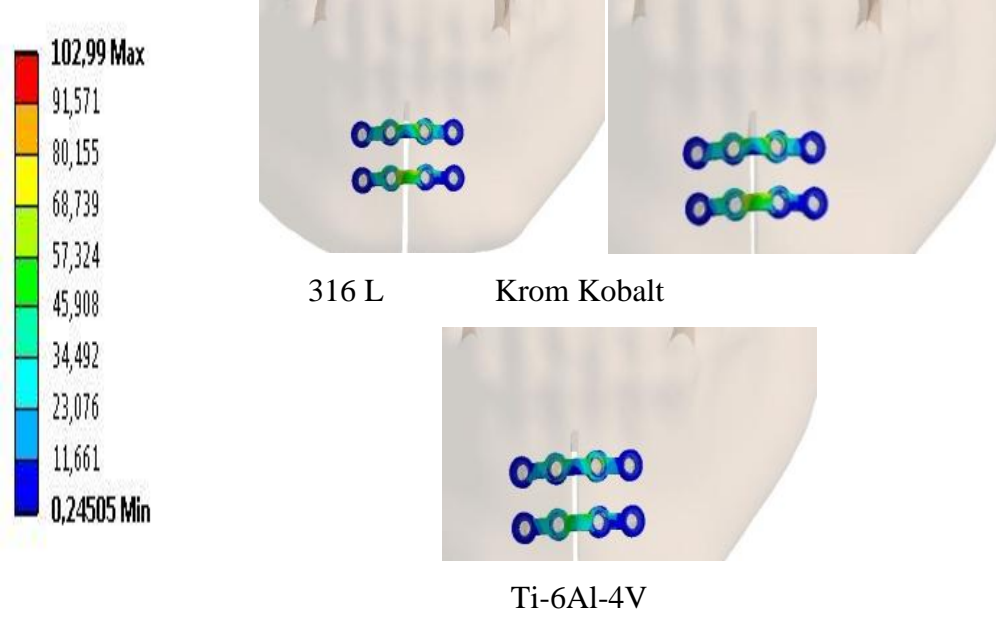
3.1.1 I - A Tip Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

I-A tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları Şekil 3.3 ' de verilmiştir. İki adet plakta oluşan gerilmeleri incelediğimizde, plaklarda oluşan gerilmeler Şekil 3.4.'de verilmiştir.



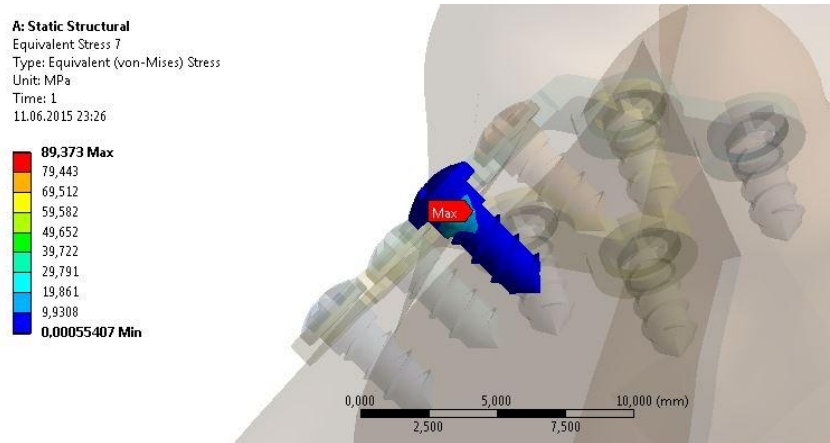
Şekil 3.3. I-A Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları

Plağa uygulanan farklı biyomalzeme ile elde edilen sonuçlara bakıldığında, 316 L'de 102.99 MPa, Krom Kobaltda 103.28 MPa, Ti-6Al-4V'de 82.046 MPa, gerilme değeri (von-Mises) oluşmuştur. En yüksek gerilme krom kobaltda tespit edilmiştir.

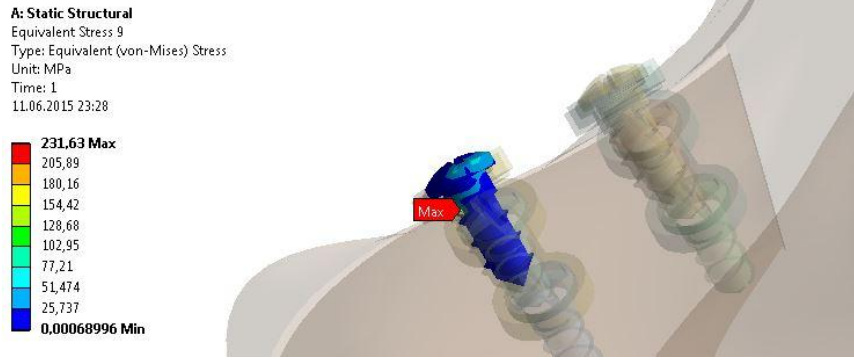


Şekil 3.4. I-A tip plakta oluşan gerilmeler

Üst plaktaki vidaların tüm kombinasyonlarına bakıldığında en fazla gerilme 89.373 MPa ile 4 numaralı krom kobalt vida da olmuştur (Şekil 3.5.). Çizelge 3.1.den görüldüğü üzere tüm vidalara bakıldığında en fazla gerilmeye maruz kalan vidanın 231.63 MPa ile alt plaktaki 6. vidanın Krom Kobalt malzeme tanımlı modelidir. (Şekil 3.6) En az gerilmenin ise 19.359 MPa ile üst plağın 1 vidasında, titanyum alaşımli modelinde olduğunu ve en fazla ile en az gerilmeler arasında oldukça fark olduğu elde edilmiştir.



Şekil 3.5. I-A plaktaki 4. vidada oluşan gerilme



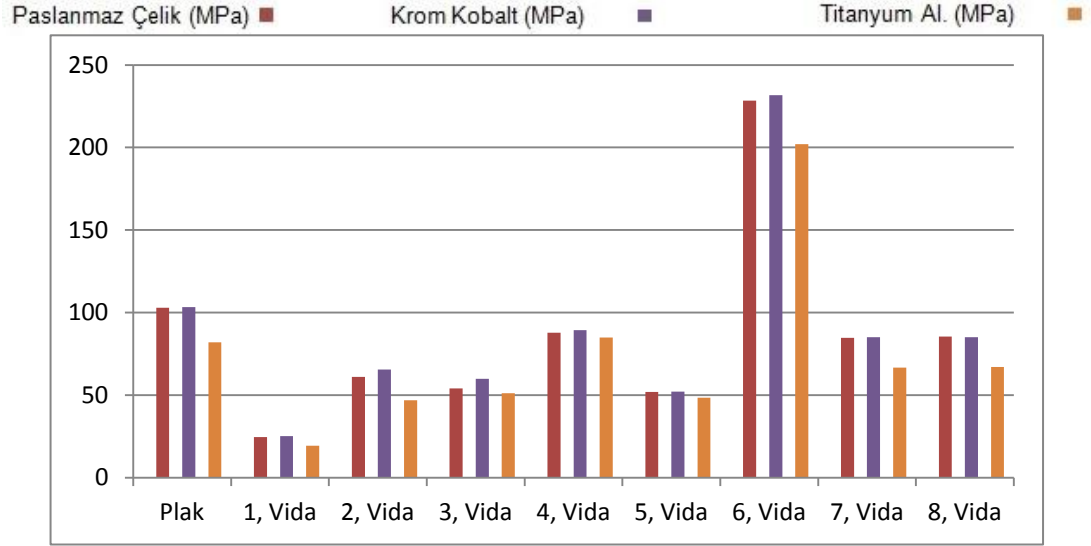
Şekil 3.6. I-A plak 6.vidada oluşan gerilmeler

Çizelge 3.1.de ise I profile sahip plak ve vidalarının üzerine düşen tüm gerilme değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.1. I-A tip plak ve fiksatorlerde oluşan gerilmeler (Von Mises)

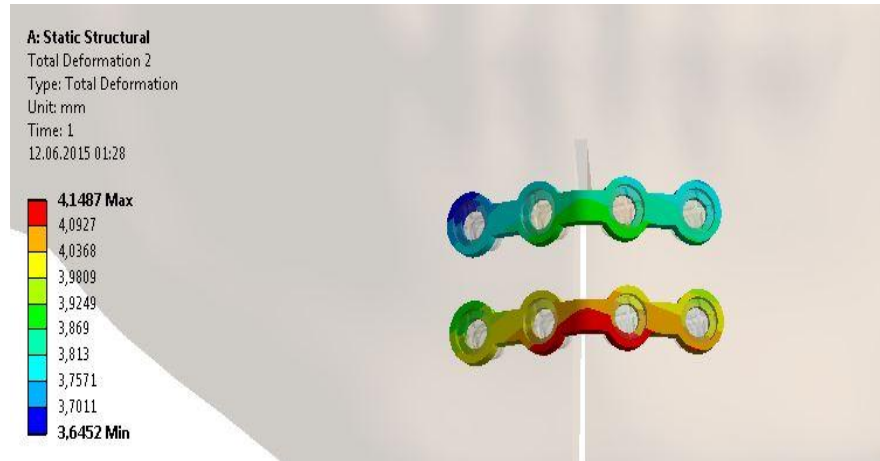
		316 L (MPa)	Krom Kobalt (MPa)	Titanyum Al. (MPa)
Plak	Maks.	102.99	Mak 103.28	Max 82.046
	Min	0.2450	Min 0.2507	Min 0.138
1. Vida	Max	24.693	Max 25.146	Max 19.359
	Min	0.0001	Min 0.00005	Min 0.00007
2. Vida	Max	61.001	Max 65.514	Max 46.994
	Min	0.0005	Min 0.0005	Min 0.0006
3. Vida	Max	54.174	Max 59.802	Max 51.098
	Min	0.0009	Min 0.0005	Min 0.0008
4. Vida	Max	87.722	Max 89.373	Max 84.927
	Min	0.0009	Min 0.0005	Min 0.0002
5. Vida	Max	51.988	Max 52.196	Max 48.532
	Min	0.0005	Min 0.0003	Min 0.0006
6. Vida	Max	228.38	Max 231.63	Max 202.09
	Min	0.0011	Min 0.0006	Min 0.0009
7. Vida	Max	84.657	Max 85.078	Max 66.617
	Min	0.0009	Min 0.0004	Min 0.0009
8. Vida	Max	85.556	Max 85.027	Max 67.159
	Min	0.0005	Min 0.0004	Min 0.00007

Şekil 3.7.de ise I-A tipli fiksasyonda, plak ve vidalar üzerinde oluşan tüm gerilmeler tek bir grafikte verilerek karşılaştırma kolaylığı amaçlanmıştır.



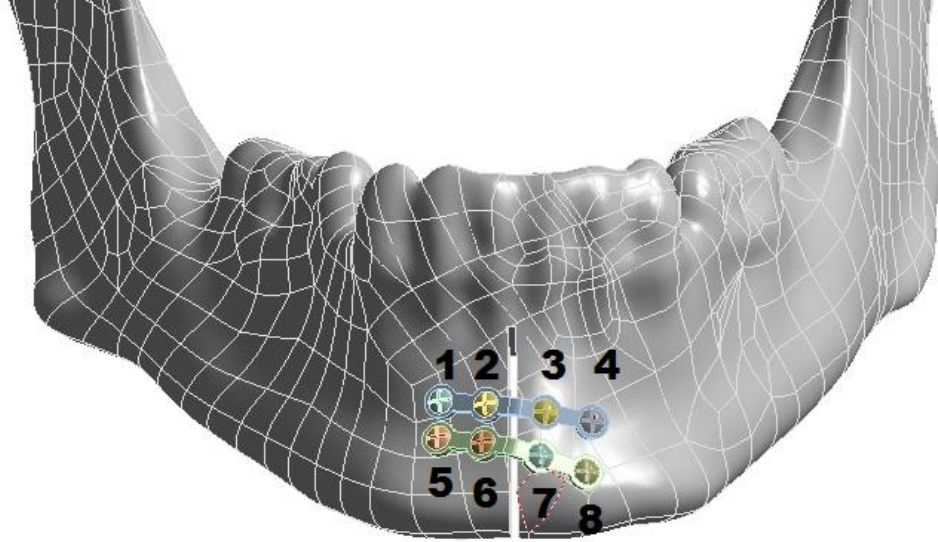
Şekil 3.7. I-A plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

Toplam yer değiştirme miktarları 316 L ve Krom Kobalt da 4.1477 mm Ti-6Al-4V 4.1487 mm olarak elde edilmiştir (Şekil 3.8).



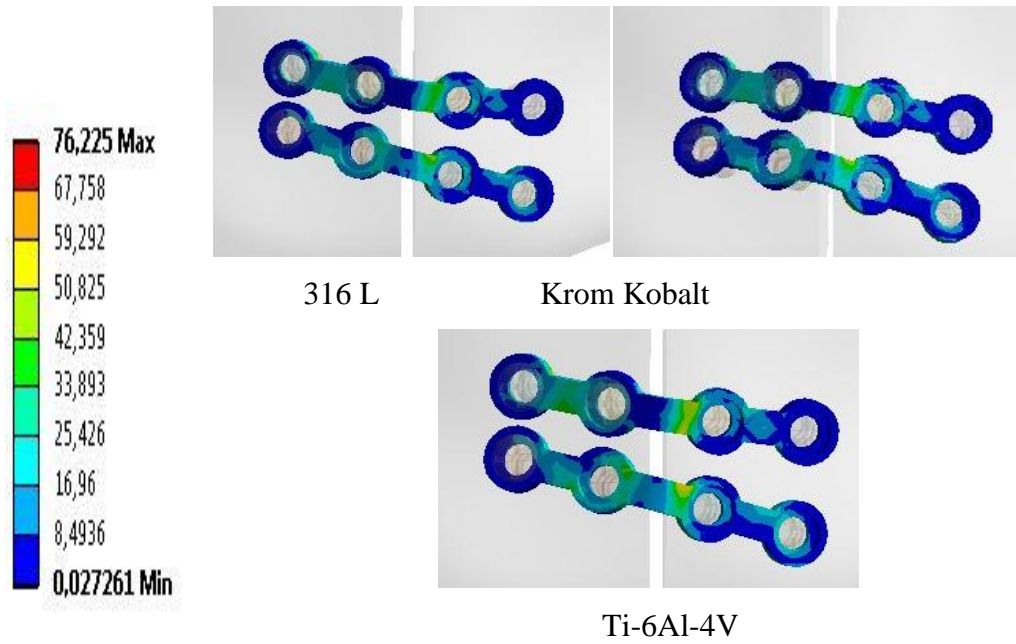
Şekil 3.8. I plak ile fiksasyonda oluşan deformasyon (Titanyum)

3.1.2 I - B Tip Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon



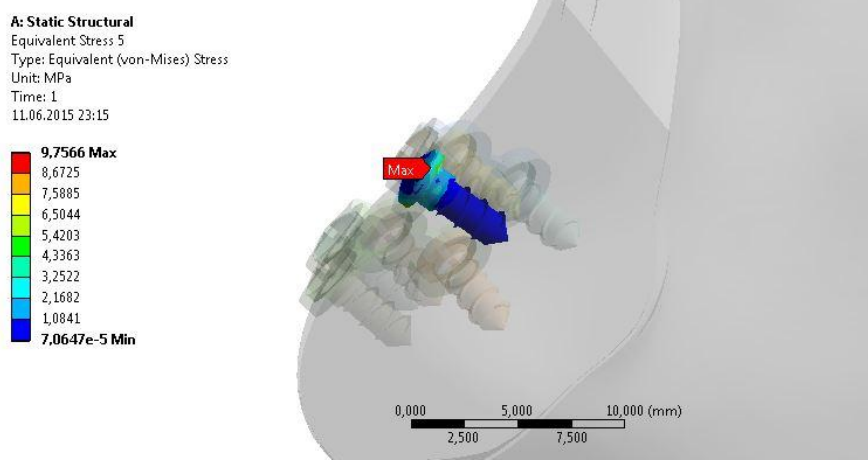
Şekil 3.3. I-B Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları

I-B tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları şekil 3.9.' da verilmiştir. İki adet plakta oluşan gerilmeleri incelediğimizde, plaklarda oluşan gerilmeler Şekil 3.10.'de verilmiştir.



Şekil 3.14. I-B tip plakta oluşan gerilmeler

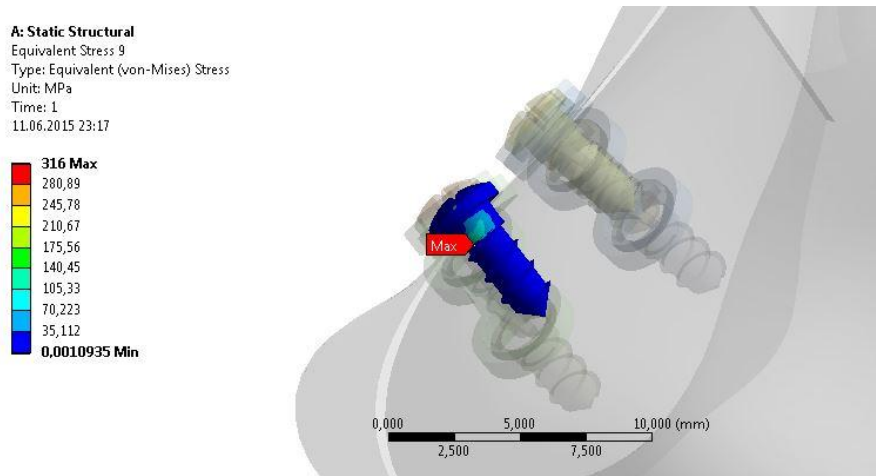
Plğa uygulanan farklı biyomalzeme ile elde edilen sonuçlara bakıldığında, 316 L 76,225 MPa, Krom Kobalt 76,093 MPa, Ti-6Al-4V 70,462 MPa, gerilme değeri (von-Mises) oluşmuş, en yüksek gerilmenin 316 L'de olduğu tespit edilmiştir.



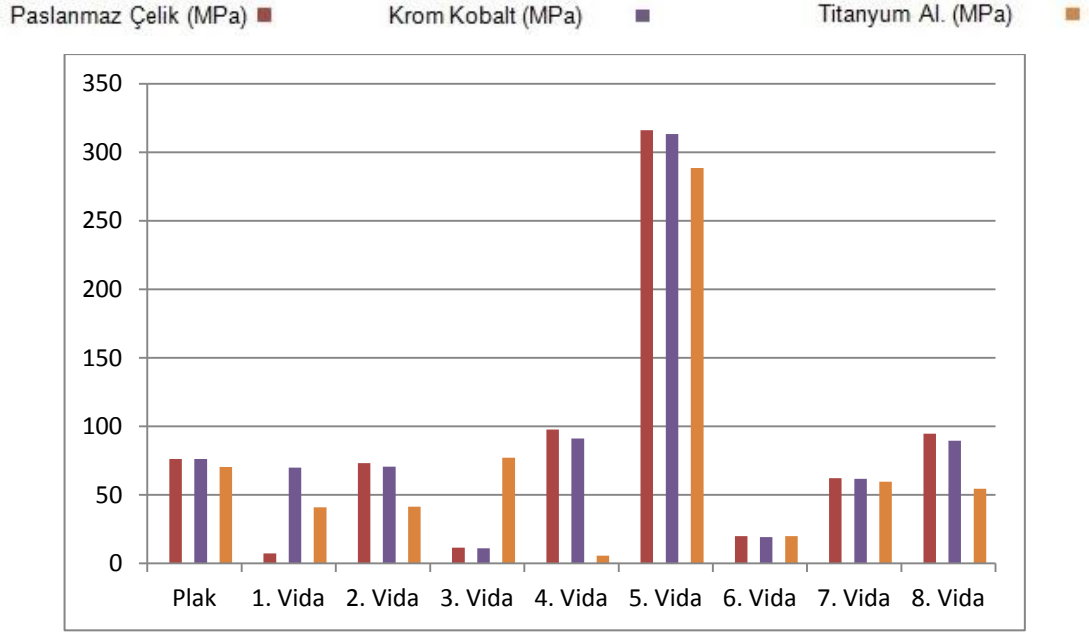
Şekil 3.18. Üst plak 4.vidada oluşan gerilmeler

I tip fiksasyon işlemi en fazla vidanın kullanıldığı metotlardan biridir. Üst plaktaki vidaların tüm kombinasyonlarına bakıldığında en fazla gerilme 97,566 MPa ile 4 numaralı 316 L vidadadır.

Çizelge 3.2.'den görüldüğü üzere tüm vidalara bakıldığında en fazla gerilmeye maruz kalan vidanın 316 MPa ile alt plaktaki 5. vidanın 316 L malzeme tanımlı modelindedir.

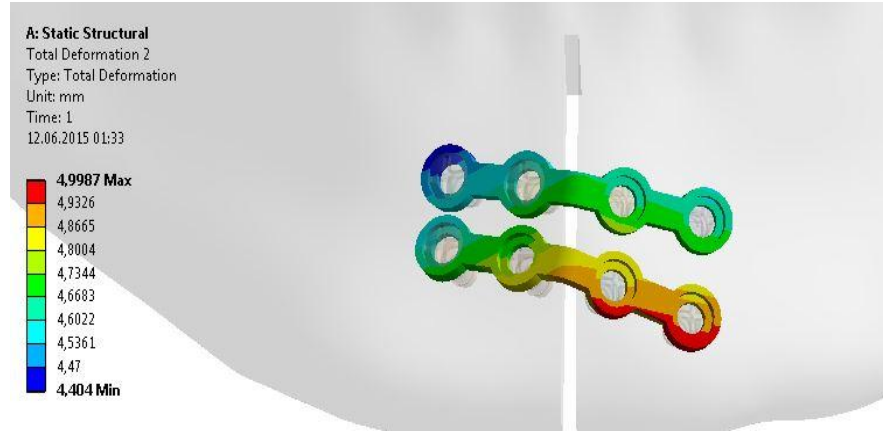


Şekil 3.18. I-A plak 5.vidada oluşan gerilmeler



Şekil 3.23. I plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

Şekil 3.23.'de ise I tipli fiksasyonda, plak ve vidalar üzerinde oluşan tüm gerilmeler tek bir grafikte verilerek karşılaştırma kolaylığı amaçlanmıştır.



Şekil 3.24. I-B plak ile fiksasyonda oluşan deformasyon

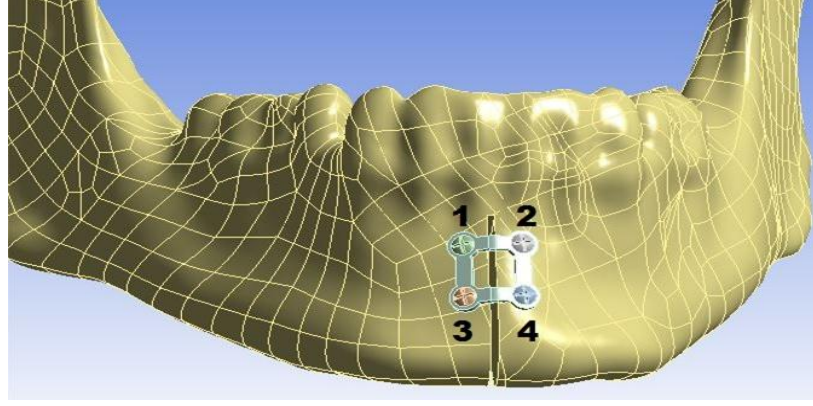
Toplam yer değiştirme miktarları 316 L 4,9985, Krom Kobalt da 4,9984 mm, Ti-6Al-4V 4,9987 mm olarak elde edilmiştir (Şekil 3.24.).

Çizelge 3.2.de ise I profile sahip plak ve vidalarının üzerine düşen tüm gerilme değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.2. I tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

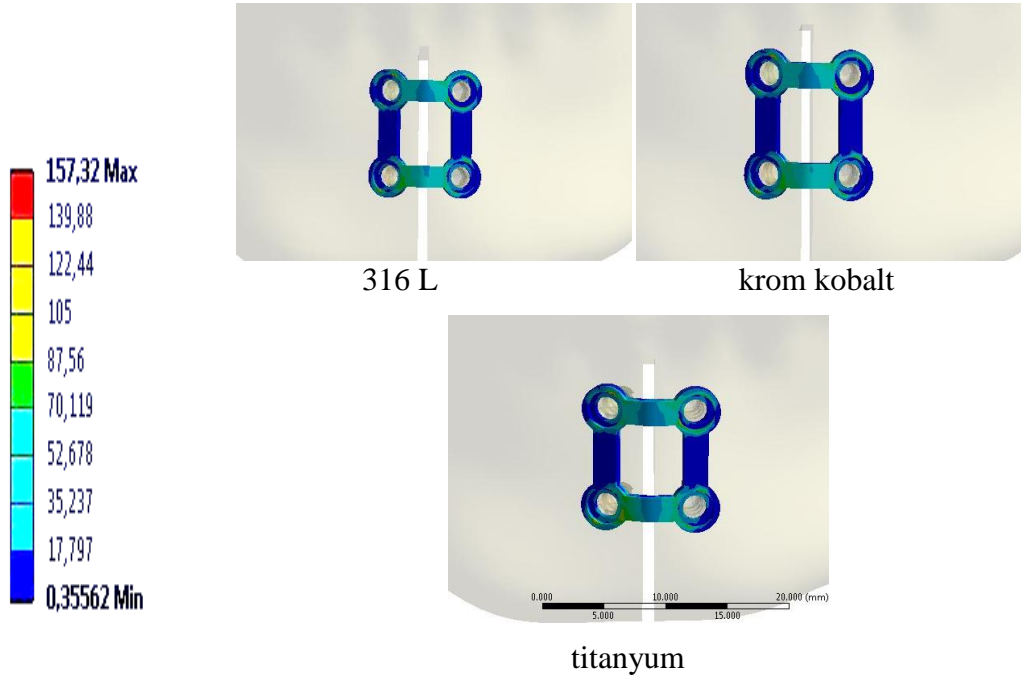
		316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	76.225	Mak	76.093	Max	70.462
	Min	0.027	Min	0.059	Min	0.015
1. Vida	Max	7.227	Max	69,888	Max	40,882
	Min	0.00003	Min	0.00002	Min	0.00001
2. Vida	Max	73,114	Max	70,528	Max	41,413
	Min	0.00005	Min	0.00002	Min	0.00002
3. Vida	Max	11,452	Max	10.945	Max	77,105
	Min	0.00004	Min	0.00003	Min	0.00003
4. Vida	Max	97,566	Max	91,079	Max	5.658
	Min	0.00007	Min	0.00005	Min	0.00003
5. Vida	Max	316	Max	313.21	Max	288.54
	Min	0.001	Min	0.0009	Min	0.0004
6. Vida	Max	19.982	Max	19.263	Max	19.874
	Min	0.0004	Min	0.0006	Min	0.0006
7. Vida	Max	62.207	Max	61.674	Max	59.577
	Min	0.0004	Min	0.00005	Min	0.0007
8. Vida	Max	94,697	Max	89,444	Max	54,519
	Min	0.00003	Min	0.00001	Min	0.00002

3.1.3 Kare - A Tipi Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon



Şekil 3.15. Kare-A Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları

Kare-A tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları Şekil 3.15.' de verilmiştir. Kare geometriye sahip plaklara uygulanan kuvvet neticesi 316 L 157.32 MPa, Krom Kobalt 152.86 MPa, Ti-6Al-4V 94.497 MPa, gerilme değeri (von-Mises) oluştuğu tespit edilmiştir (Şekil 3.16.). En fazla gerilmenin 316 L'de olduğu en az gerilmenin ise titanyum alaşımında olduğu ve malzeme özellikleri nedeniyle ortaya çıkması söz konusudur., iki uç nokta arasında 62 MPa bir fark olduğu gözlenmiştir.



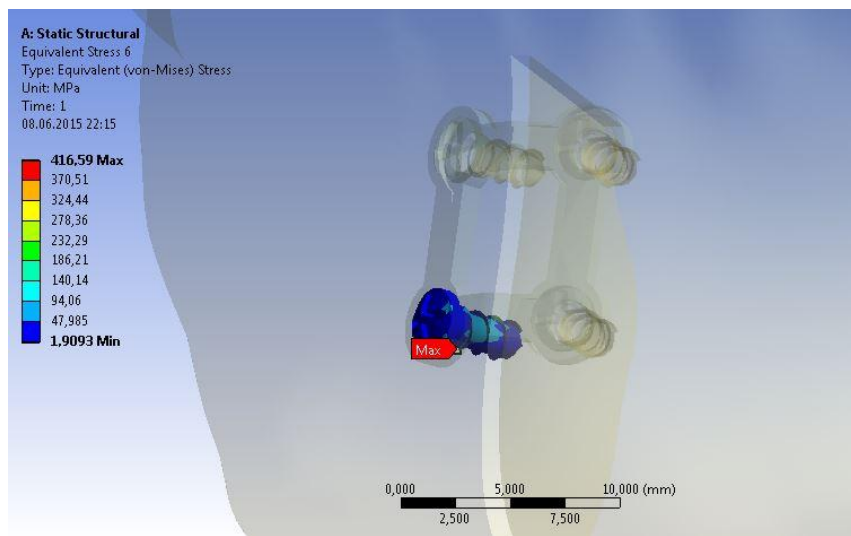
Şekil 3.16. Kare-A Tipi Plakta oluşan gerilmeler

Çizelge 3.3.'de Kare-A geometrilik plak ve vidalarının üzerlerine düşen tüm gerilmeler minimum ve maksimum olacak şekilde verilmiştir.

Çizelge 3.3. Kare-A tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

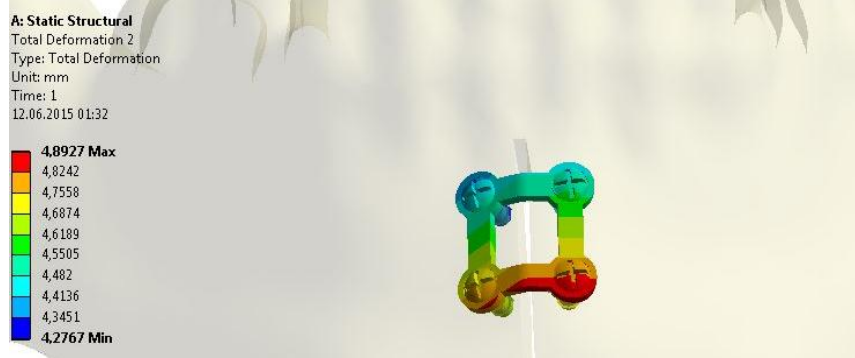
		316 L (MPa)	Krom Kobalt (MPa)	Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	157.32	Mak 152.86	Max 94.497
	Min	0.355	Min 0.403	Min 0.3276
1. Vida	Max	397.32	Max 400.21	Max 370.34
	Min	1.4888	Min 1.3289	Min 0.9858
2. Vida	Max	381.77	Max 379.72	Max 358.06
	Min	1.5577	Min 1.0453	Min 1.3402
3. Vida	Max	414.9	Max 416.59	Max 384.62
	Min	1.8527	Min 1.9093	Min 1.2245
4. Vida	Max	396.91	Max 394.03	Max 373.16
	Min	1.2397	Min 1.3778	Min 0.8030

Vidalarda en az gerilme 370.34 MPa ile Titanyum Alaşımli malzemede, en fazla gerilme ise 416.59 MPa ile Krom Kobalt malzemede (Şekil 3.17) saptanmıştır. Plakta olduğu gibi en az gerilme yine titanyum alaşımında olmuştur.



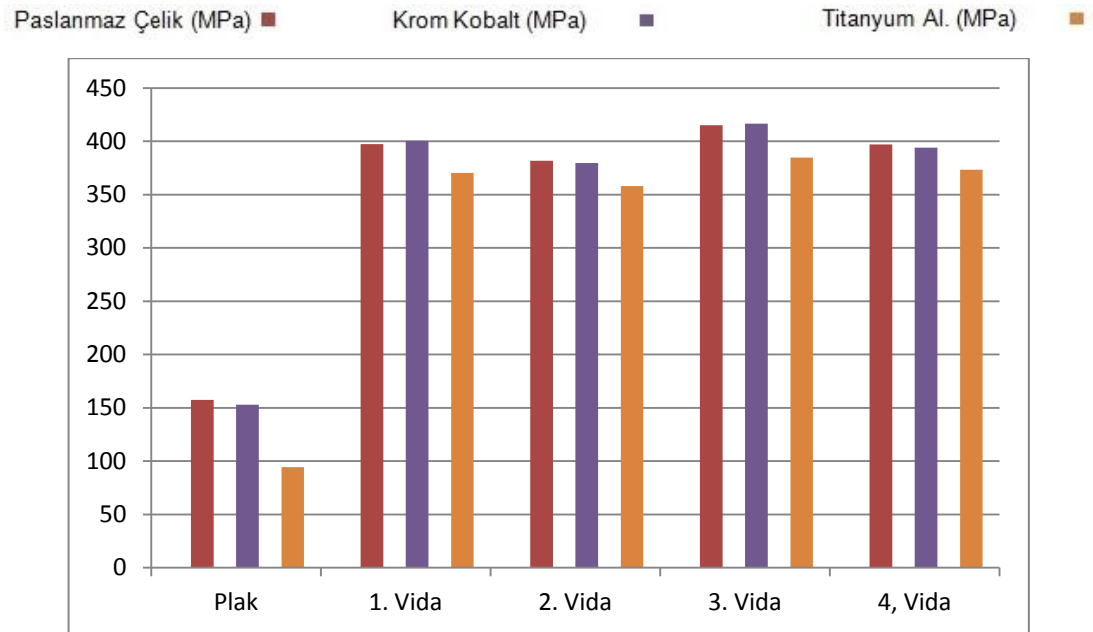
Şekil 3.17. Kare-A plağın 3. vidasında oluşan gerilme

Toplam yer değiştirme miktarı ise Şekil 3.18.'deki gibi sırası ile 316 L 4.8914 mm, Krom Kobalt 4.8915 mm, Ti-6Al-4V 4.8927 mm Şeklinde bulunmuştur.



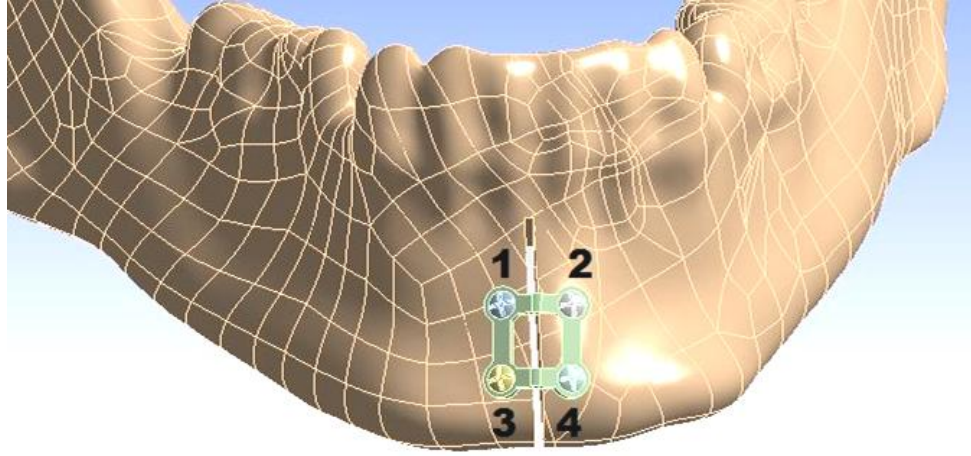
Şekil 3.18. Kare-A plak ile fiksasyonda oluşan deformasyon (Titanyum)

Şekil 3.19.'da ise Kare-A tipli fiksasyonda, plak ve vidalar üzerinde oluşan tüm gerilmeler tek bir grafikte verilerek karşılaştırma kolaylığı amaçlanmıştır.



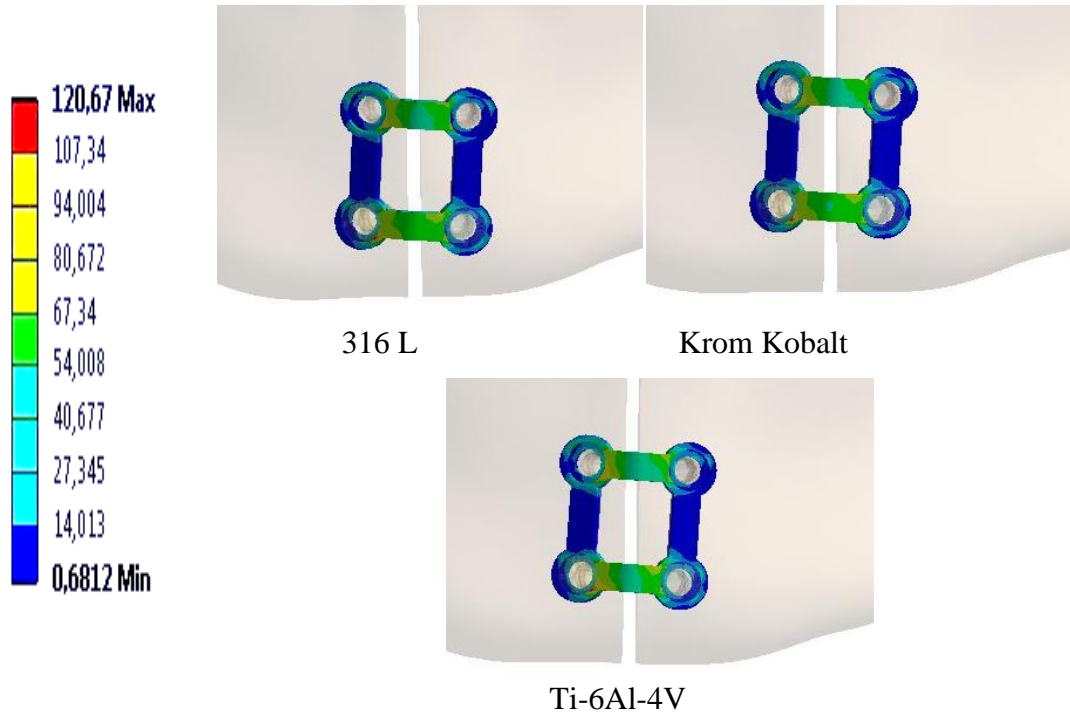
Şekil 3.19. Kare plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

3.1.4 Kare - B Tipi Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon



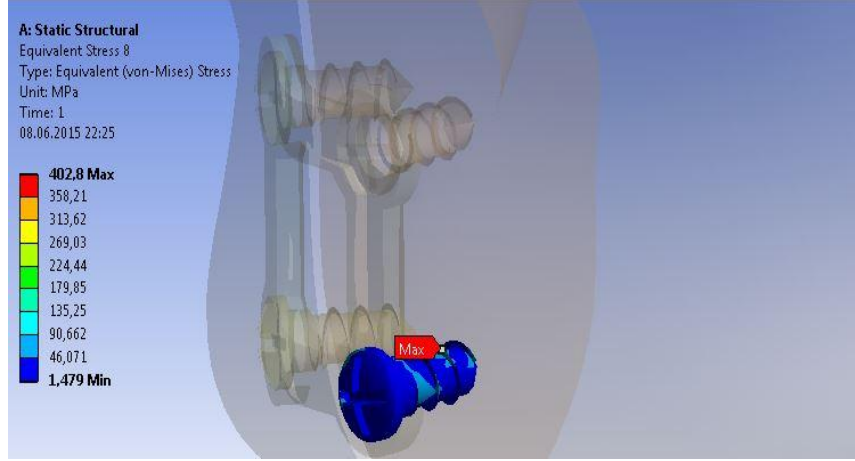
Şekil 3.20. Kare-B Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları

Kare-B tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları Şekil 3.20.' de verilmiştir. Kare geometriye sahip plaklara uygulanan kuvvet neticesi 316 L 120.67 MPa, Krom Kobalt 120.51 MPa, Ti-6Al-4V 76.341 MPa, gerilme değeri (von-Mises) oluştuğu elde edilmiştir (Şekil 3.21.).



Şekil 3.21. Kare-B Tipi Plakta oluşan gerilmeler

Tüm vidalara bakıldığında en fazla gerilmeye maruz kalan 4 numaralı (Şekil 3.22) 316 L malzemeli vidadır (402.8 MPa). En az gerilmenin ise 351.96 MPa ile malzemesi Titanyum olan 1. Vida üzerinde olduğunu ve en fazla ile en az gerilmeler arasında çok fazla fark olmadığını, gerilmenin vidalar üzerine homojen dağıldığı tespit edilmiştir.



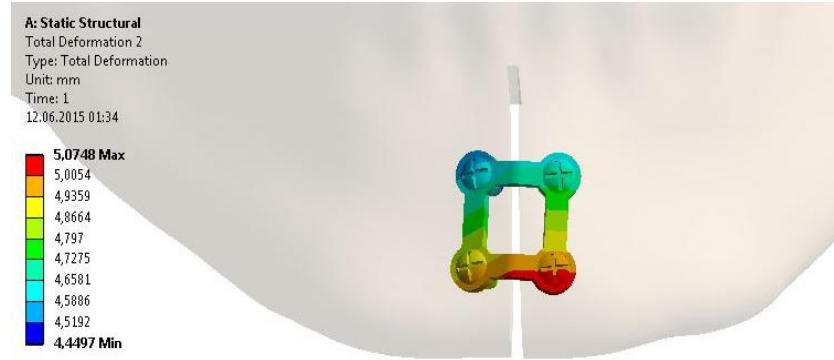
Şekil 3.22. Kare-A plağın 4. vidasında oluşan gerilme

Çizelge 3.4.'de kare-B geometrili plak ve vidalarının üzerlerine düşen tüm gerilmeler minimum ve maksimum olacak şekilde verilmiştir.

Çizelge 3.4. Kare-B tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

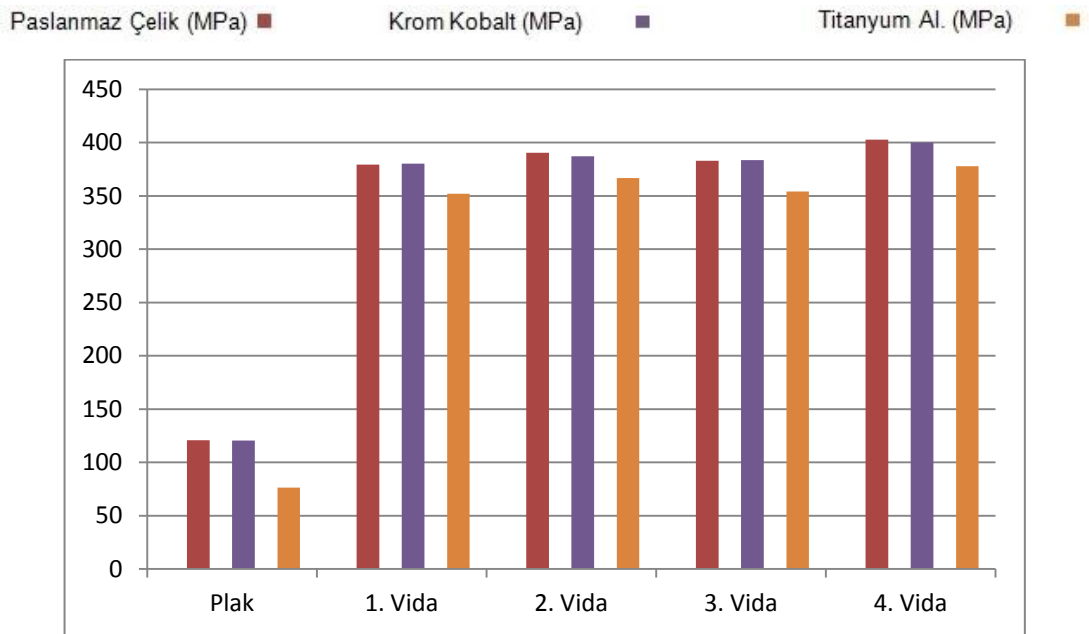
		316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	120.67	Mak	120.5	Maks	76.341
	Min	0.681	Min	0.580	Min	0.429
1. Vida	Maks	379.38	Maks	380.31	Maks	351.96
	Min	2.2912	Min	1.8221	Min	1.4444
2. Vida	Maks	390.5	Maks	387.22	Maks	366.8
	Min	1.1104	Min	0.9117	Min	0.8556
3. Vida	Maks	382.83	Maks	383.52	Maks	354.2
	Min	2.0078	Min	1.9228	Min	1.5048
4. Vida	Maks	402.8	Maks	400.01	Maks	377.73
	Min	1.479	Min	1.3296	Min	1.2488

Toplam yer değiştirme miktarı ise 316 L 5.0736 mm, Krom Kobalt 5.0736 mm, Ti-6Al-4V 5.0748 mm şeklinde bulunmuştur.



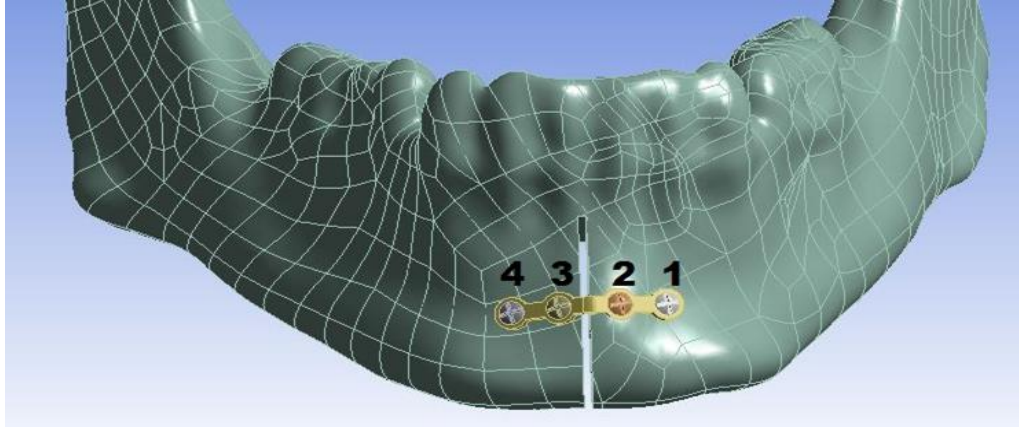
şekil 3.23. Kare-B plak ile fiksasyonda oluşan deformasyon (Titanium)

şekil 3.24.de ise Kare-B tipli fiksasyonda, plak ve vidalar üzerinde oluşan tüm gerilmeler tek bir grafikte verilerek karşılaştırma kolaylığı amaçlanmıştır.



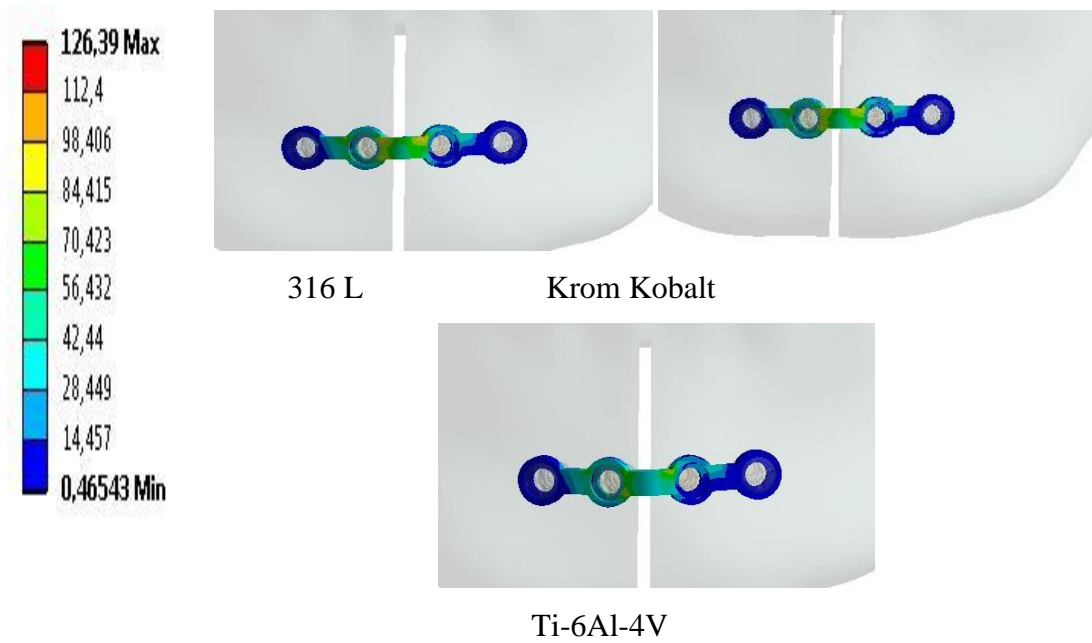
şekil 3.24. Kare-B plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

3.1.5 Tek I - A Tip Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon



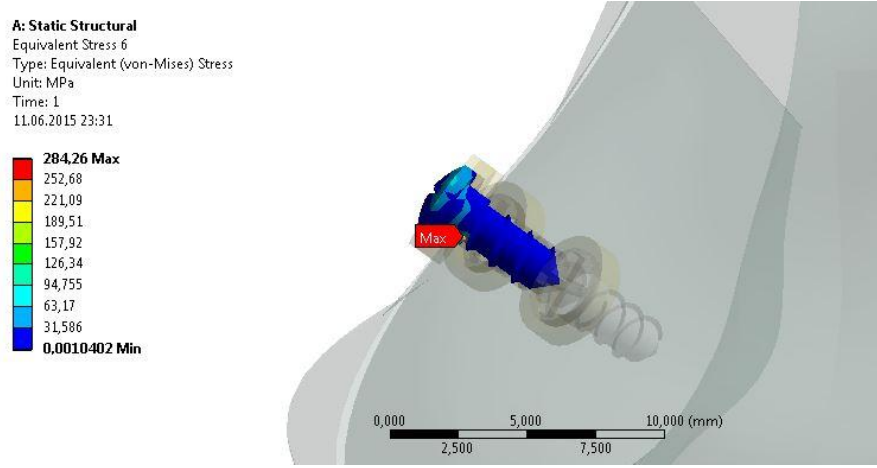
Şekil 3.25. Tek I-A Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları

Tek I-A tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları Şekil 3.25.' de verilmiştir. Plaklar içerisinde en fazla gerilme (von-Mises) değerlerinin alındığı Tek I-A geometrili modelden alınan rakamlar; 316 L 125.94 MPa, Krom Kobalt 126.39 MPa, Ti-6Al-4V 100.95 MPa, şeklinde olduğu elde edilmiştir (Şekil 3.26.).



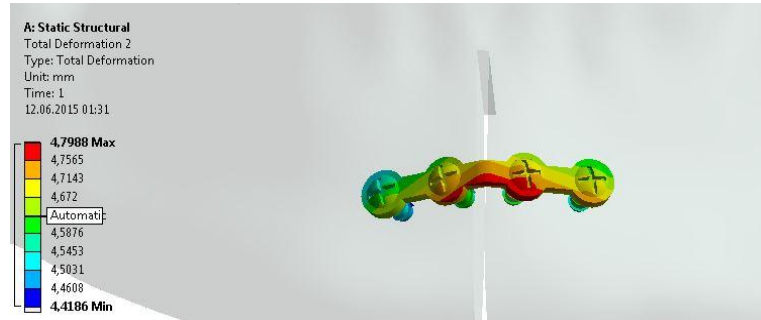
Şekil 3.26. Tek I-A Tipi Plakta oluşan gerilmeler

Vidalara bakıldığında maksimum gerilme krom kobalt malzemeli 3. vidada (Şekil 3.27) olduğu (284.26 MPa), buna karşılık en az gerilmenin ise Ti-6Al-4V malzemesi ile 4. vidada (63.178 MPa) olduğu belirlenmiştir



Şekil 3.27. Tek I-A Tipi plağın 3. vidasında oluşan gerilme

En fazla gerilmenin yanı sıra toplam yer değiştirmeye bakıldığında Tek I-A tip plak, 316 L 4,7979mm, Krom Kobalt 4,7978mm, Ti-6Al-4V 4,7988mm ile en yüksek deformasyona uğrayan plak olmuştur (Şekil 3.28.).



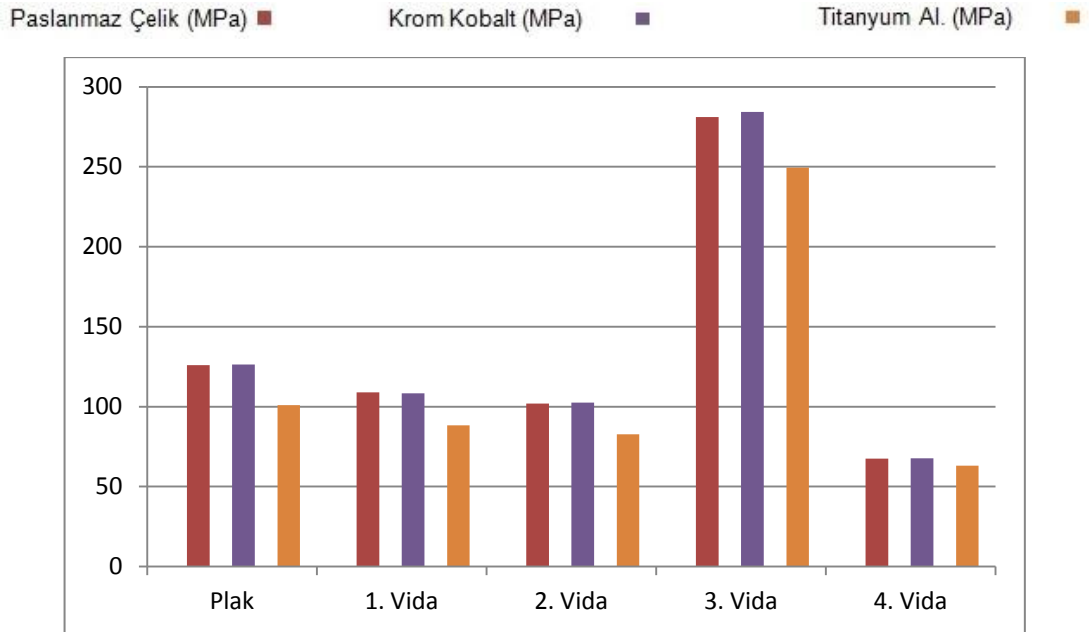
Şekil 3.28. Tek I-A plak ile fiksasyonda oluşan deformasyon (Titanyum)

En fazla gerilmeye maruz kalması yanı sıra vidalar arasındaki gerilme dağılımları da orantısızdır (Çizelge 3.5.).

Çizelge 3.5. Tek I-A tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

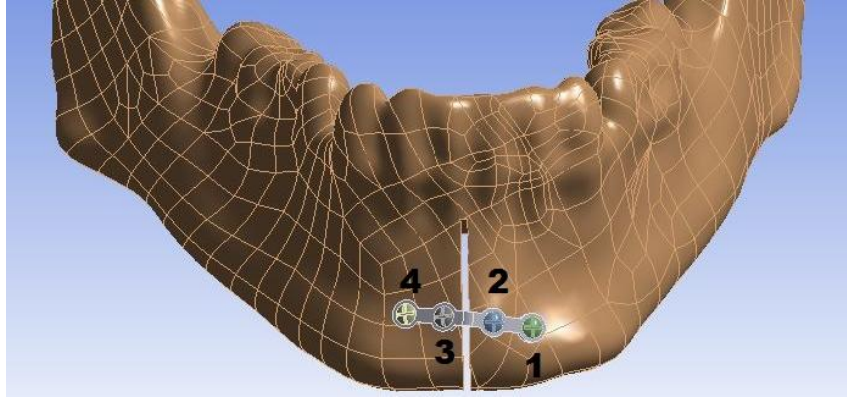
		316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	125.94	Mak	126.39	Max	100.95
	Min	0.556	Min	0.4654	Min	0.462
1. Vida	Max	108.93	Max	108.42	Max	88.418
	Min	0.0009	Min	0.0004	Min	0.0007
2. Vida	Max	101.87	Max	102.51	Max	82.731
	Min	0.0011	Min	0.0003	Min	0.0010
3. Vida	Max	281.12	Max	284.26	Max	249.37
	Min	0.0016	Min	0.0010	Min	0.0008
4. Vida	Max	67.575	Max	67.804	Max	63.178
	Min	0.0005	Min	0.0006	Min	0.0009

Karşılaştırmalı bir gözlem için Şekil 3.29.'de plak ve tüm vidalarda oluşan gerilme değerleri te grafik halinde verilmiştir.



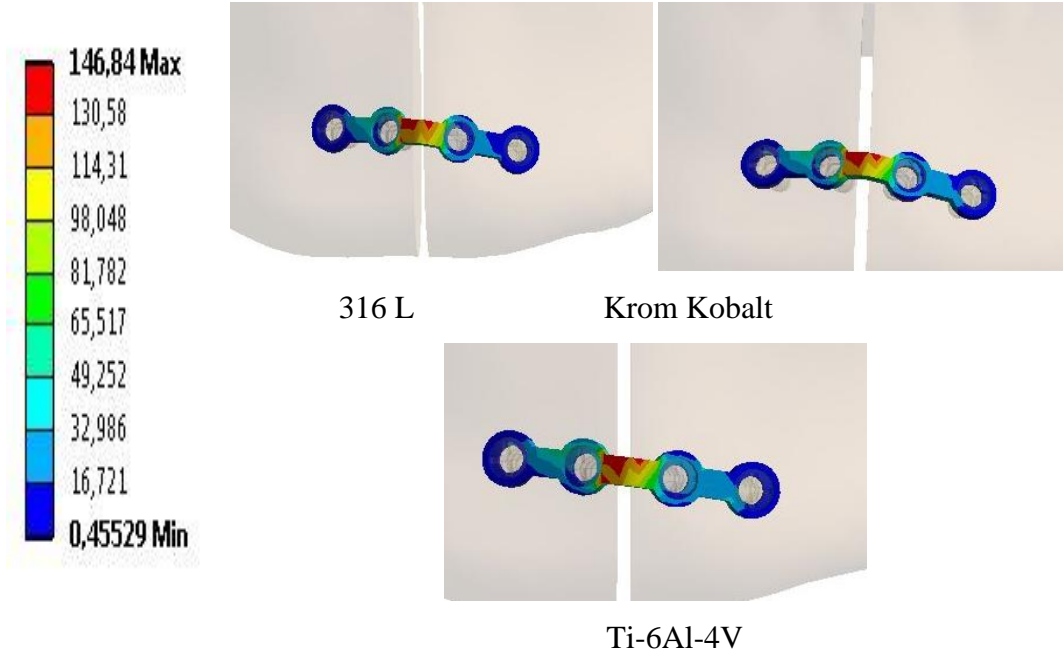
Şekil 3.29. Tek I-A plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

3.1.6 Tek I - B Tipi Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon



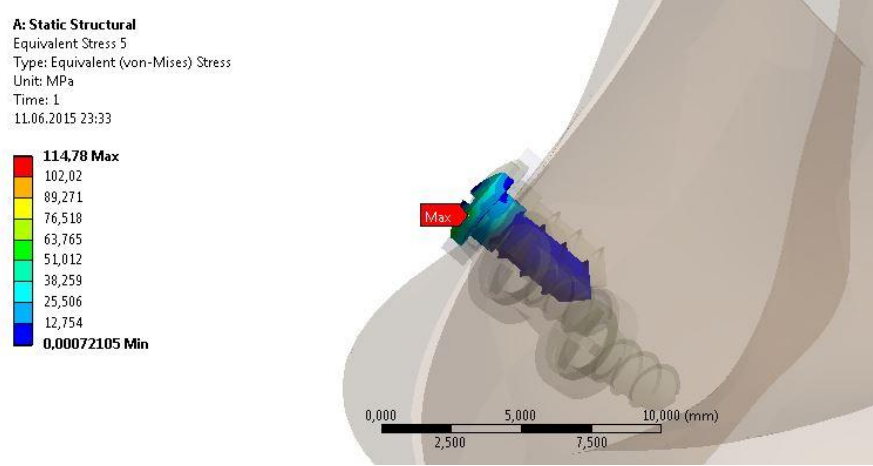
Şekil 3.30. Tek I-B Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları

Tek I-B tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları Şekil 3.30.' de verilmiştir. Tek I-B geometrilili modelden alınan gerilme (von-Mises) değerlerinin; 316 L 146.84 MPa, Krom Kobalt 146.74 MPa, Ti-6Al-4V 114.5 MPa, şeklinde olduğu tespit edilmiştir (Şekil 3.31.).



Şekil 3.31. Tek I-B Tipi Plakta oluşan gerilm

Vidalara bakıldığında maksimum gerilme Krom Kobalt malzemeli 3. vidada (Şekil 3.32.) olduğu (114.78 MPa), buna karşılık en az gerilmenin ise Ti-6Al-4V malzemesi ile 4. vidada (42.545 MPa) olduğu belirlenmiştir.



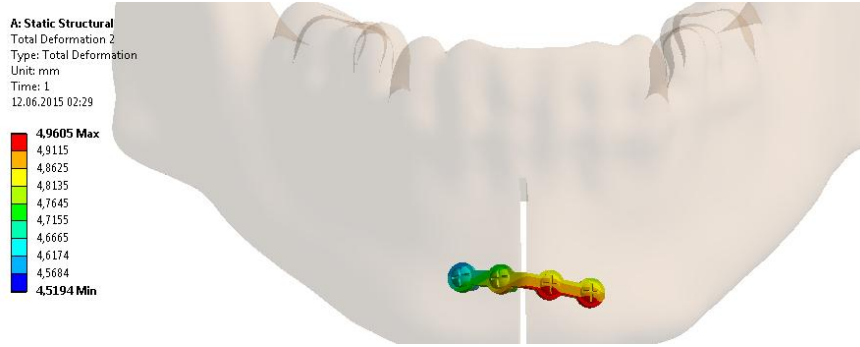
Şekil 3.32. Tek I-B plağın 3.vidası üzerinde oluşan gerilmeler

Vidalar arasındaki gerilme dağılımlarının orantısız olduğunu tespit edilmiştir (Çizelge 3.6.).

Çizelge 3.6. Tek I-B tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

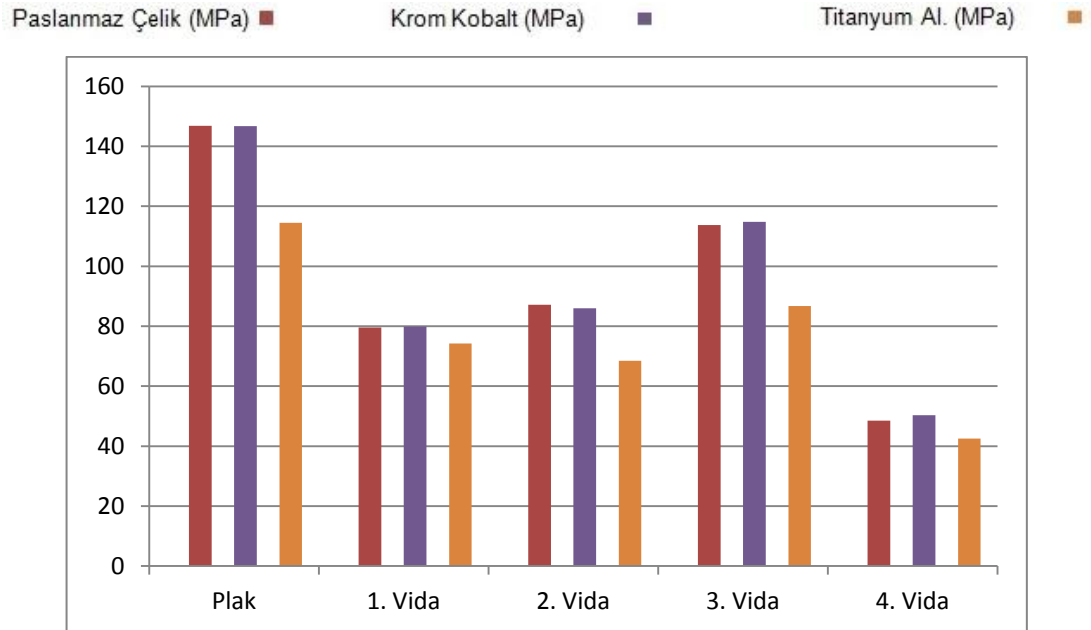
		316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	146.84	Mak	146.74	Max	114.5
	Min	0.455	Min	0.3858	Min	0.304
1. Vida	Max	79.559	Max	79.838	Max	74.253
	Min	0.00003	Min	0.0003	Min	0.0002
2. Vida	Max	87.174	Max	86.002	Max	68.486
	Min	0.00008	Min	0.0002	Min	0.0001
3. Vida	Max	113.68	Max	114.78	Max	86.743
	Min	0.0011	Min	0.0007	Min	0.0009
4. Vida	Max	48.529	Max	50.321	Max	42.545
	Min	0.0007	Min	0.0001	Min	0.0005

Gerilmenin yanı sıra toplam yer değiştirmeye bakıldığında Tek I-B tip plak, 316 L 4.9594 mm, Krom Kobalt 4.9594 mm, Ti-6Al-4V 4.9605 mm deformasyona uğramıştır (Şekil 3.33).



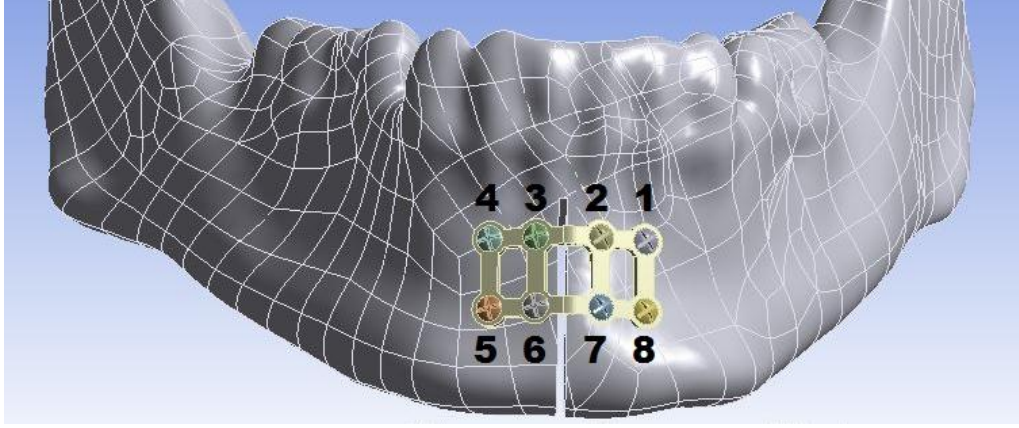
Şekil 3.33. Tek I-B plak ile fiksasyonda oluşan deformasyon (Paslanmaz)

Karşılaştırmalı bir gözlem için Şekil 3.34’de plak ve tüm vidalarda oluşan gerilme değerleri grafik halinde verilmiştir.



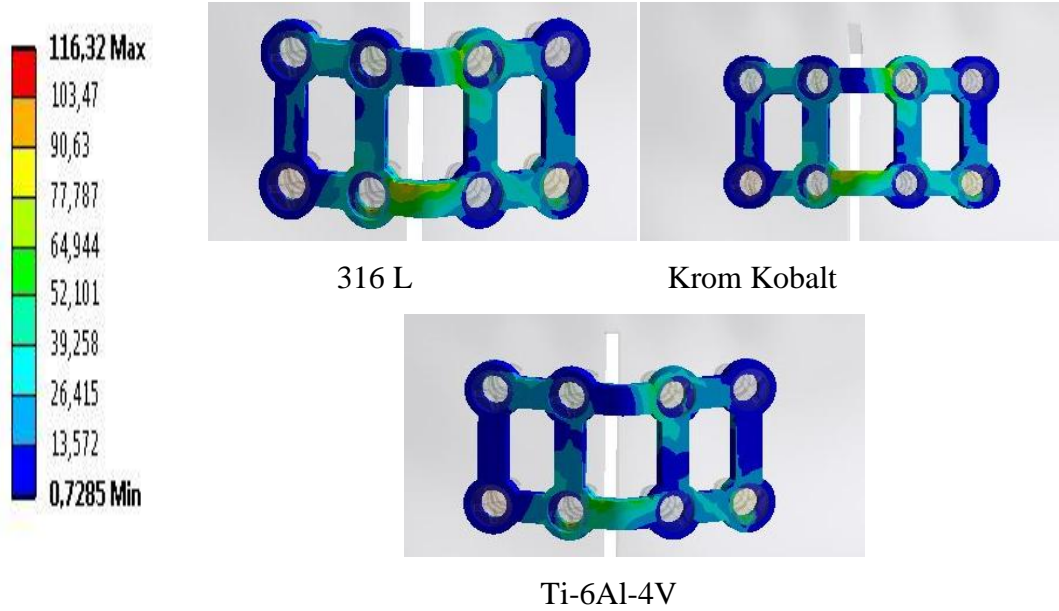
Şekil 3.34. Tek I-B plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

3.1.7 Dikdörtgen - A Tip Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler Ve Deformasyon



Şekil 3.35. Dikdörtgen-A Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları

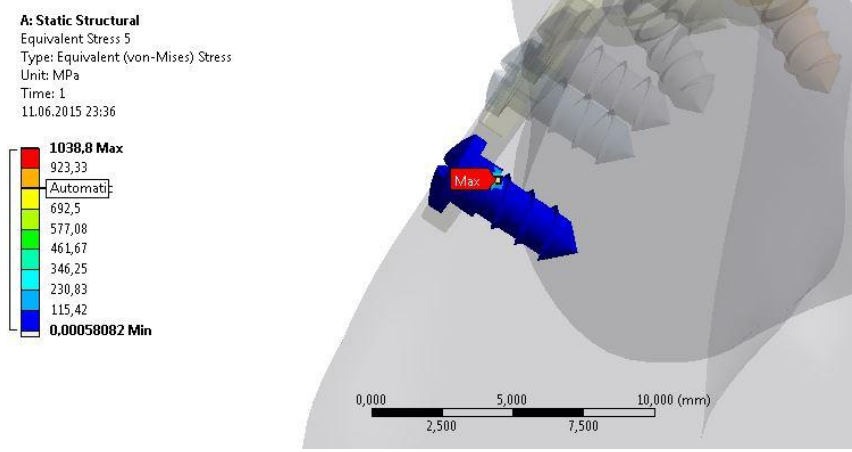
Dikdörtgen-A tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları Şekil 3.35.' de verilmiştir. Şekil 3.36'da fiksasyonda kullanılan plak üzerine düşen gerilmelere baktığımızda, 316 L 115.25 MPa, krom kobalt 116.32 MPa, ve titanyum alaşımli malzemede 86.458 MPa olarak sonuçlanmıştır.



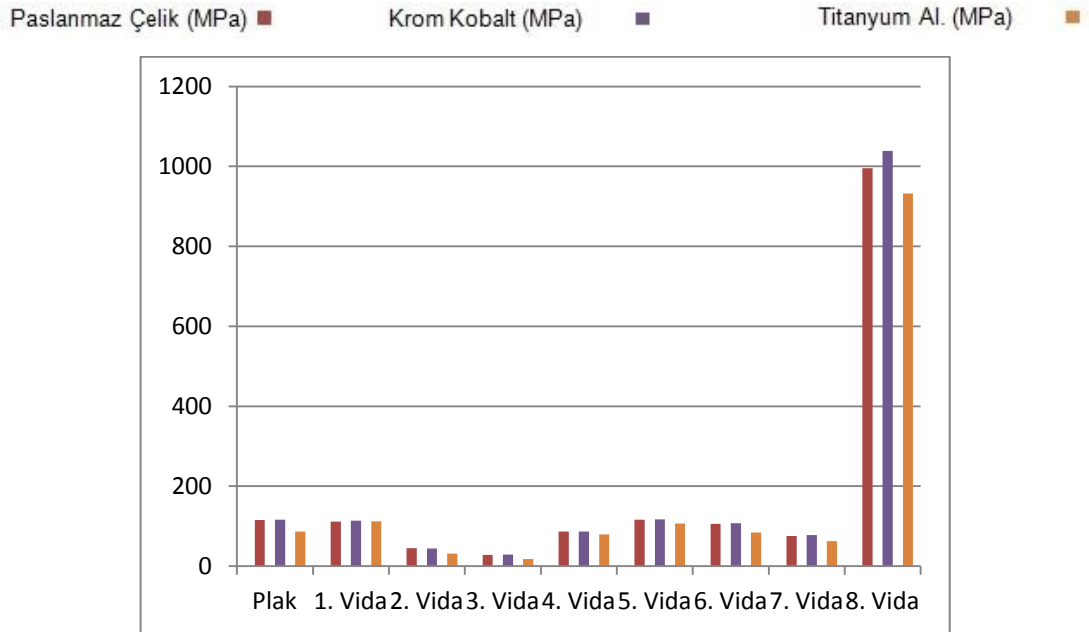
Şekil 3.36 Dikdörtgen-A tip plaklı fiksasyonda plak üzerindeki gerilmeler

Bu tip fiksasyonda 8 adet vida kullanılmıştır. Kullanılan vidaların üzerlerine düşen gerilmelere bakıldığında (Şekil 3.62.) en fazla gerilmeyi üstlenen, Krom Kobalt malzemeli 8. vida (Şekil 3.37) (1038.8 MPa) olduğunu tespit edilmiştir. Buna

karşılık en düşük gerilme ise Titanyum Alaşım 3. vidadır (18.091 MPa). Emniyetli gerilme sınırının üzerinde elde edilen değerlerin vida profilleri nedeniyle noktasal olarak ortaya çıkması söz konusu olmuştur.



Şekil 3.37. Dikdörtgen-A tip plaklı fiksasyonda 8.vida üzerindeki gerilmeler



Şekil 3.38. Dikdörtgen-A plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

Şekil 3.39.'dan da görüldüğü üzere toplam yer değiştirme miktarlarına bakıldığında, 316 L 4,827 mm, krom kobalt 4,827 mm, Ti-6Al-4V'de ise 4,828 mm olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 3.39. Dikdörtgen-A tip plaklı fiksasyonda oluşan deformasyon

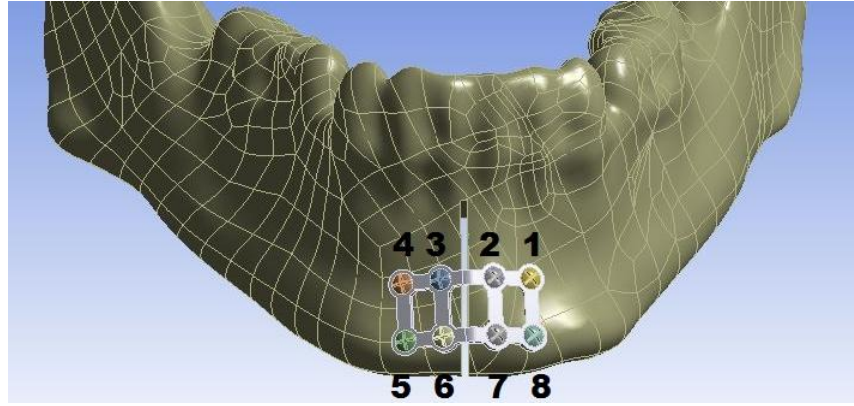
Çizelge 3.7.' de tüm gerilme değerleri minimumlarda dahil olmak üzere verilmiştir. Yine tüm gerilme değerlerine toplu bir halde baktığımızda (Şekil 3.38.) vidalar arasında gerilme dağılımında orantısızlık karşımıza çıkıyor.

Çizelge 3.7. Dikdörtgen-A tip plak ve fiksatörlerde oluşan tüm gerilmeler

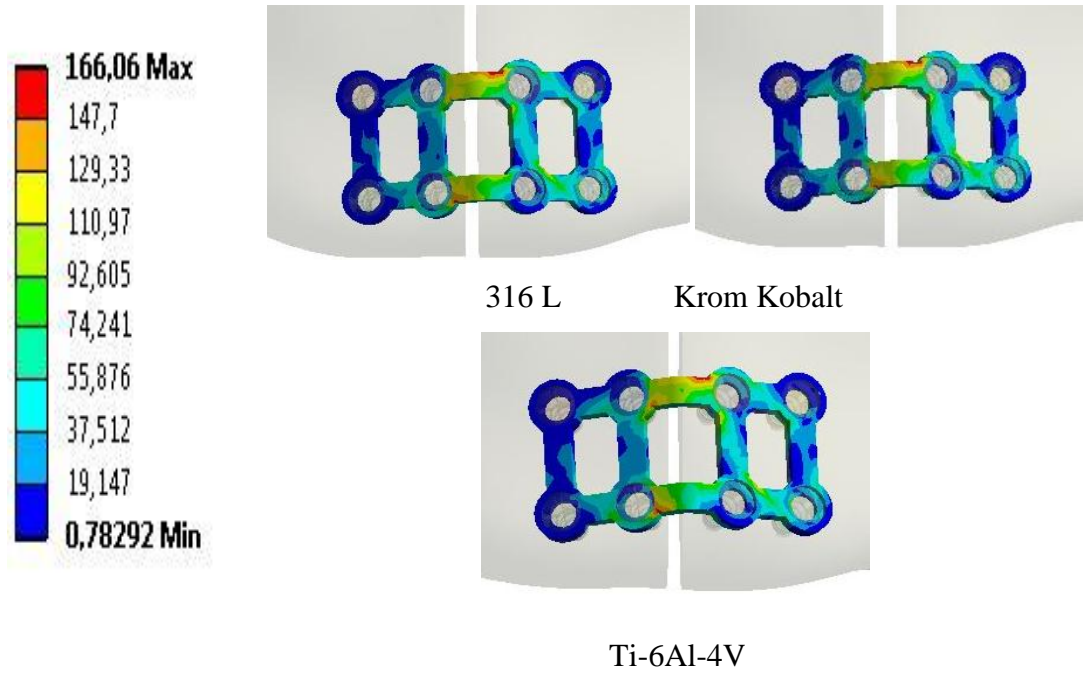
		316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	115.25	Mak	116.32	Max	86.458
	Min	0.8210	Min	0.728	Min	0.868
1. Vida	Max	111.73	Max	113.55	Max	111.92
	Min	0.0008	Min	0.0007	Min	0.0007
2. Vida	Max	45.204	Max	43.904	Max	31.6
	Min	0.0004	Min	0.0004	Min	0.0005
3. Vida	Max	27.911	Max	29.092	Max	18.091
	Min	0.0004	Min	0.0002	Min	0.0002
4. Vida	Max	86.391	Max	87.028	Max	79.344
	Min	0.0002	Min	0.0007	Min	0.0007
5. Vida	Max	115.92	Max	117	Max	106.66
	Min	0.0004	Min	0.0005	Min	0.0003
6. Vida	Max	106.14	Max	107.59	Max	84.554
	Min	0.0004	Min	0.0009	Min	0.0003
7. Vida	Max	75.708	Max	77.855	Max	63.039
	Min	0.0006	Min	0.0004	Min	0.0001
8. Vida	Max	995.74	Max	1038.8	Max	931.84
	Min	0.0003	Min	0.0005	Min	0.0005

3.1.8 Dikdörtgen - B Tip Plak Kullanımı ile Tamamlanan Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler Ve Deformasyon

Dikdörtgen-B tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları Şekil 3.40.'de verilmiştir. Fiksasyonda kullanılan plak üzerine düşen gerilmelere baktığımızda, 316 L 165.67 MPa, krom kobalt 166.06 MPa, ve titanyum alaşımlı malzemede 129.06 MPa olarak sonuçlanmıştır (Şekil 3.41.).

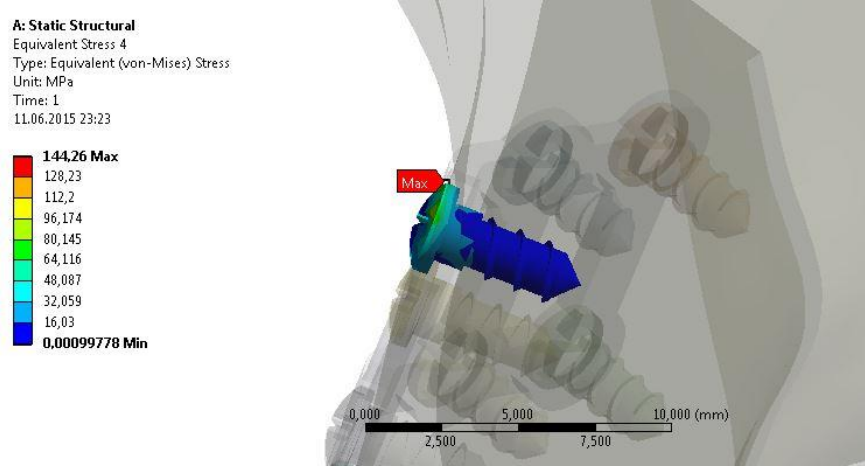


Şekil 3.40. Dikdörtgen-B Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları



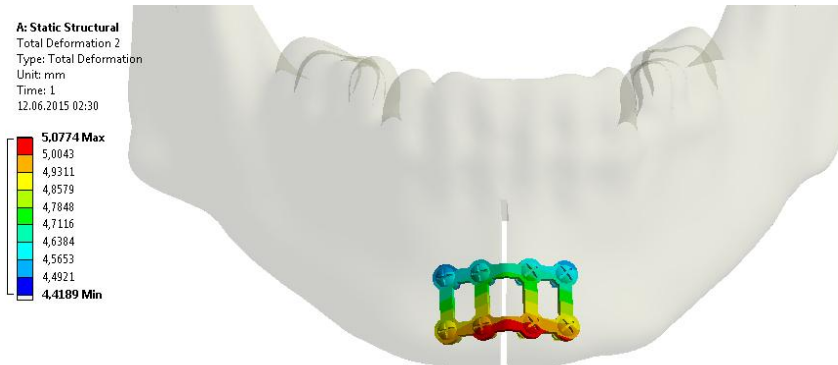
Şekil 3.41. Dikdörtgen-B tip Plakta oluşan gerilmeler

Bu tip fiksasyonda 8 adet vida kullanılmıřtır. Kullanılan vidaların üzerlerine dūřen gerilmelere bakıldıđında en fazla gerilmeyi ūstlenen, 316 L malzemeli (řekil 3.42) 2. vidadır (144.26 MPa). Buna karřılık en dūřuk gerilme ise titanyum 3. vidadır (29.475 MPa).



şekil 3.42. Dikdörtgen-B tip plağın 2. vidasında oluşan gerilme

şekil 3.43.' den de görüldüğü üzere toplam yer değiştirme miktarlarına bakıldığında, 316 L 5.074 mm, krom kobalt 5.074 mm, Ti-6Al-4V'de ise 5.077 mm elde edilmiştir.

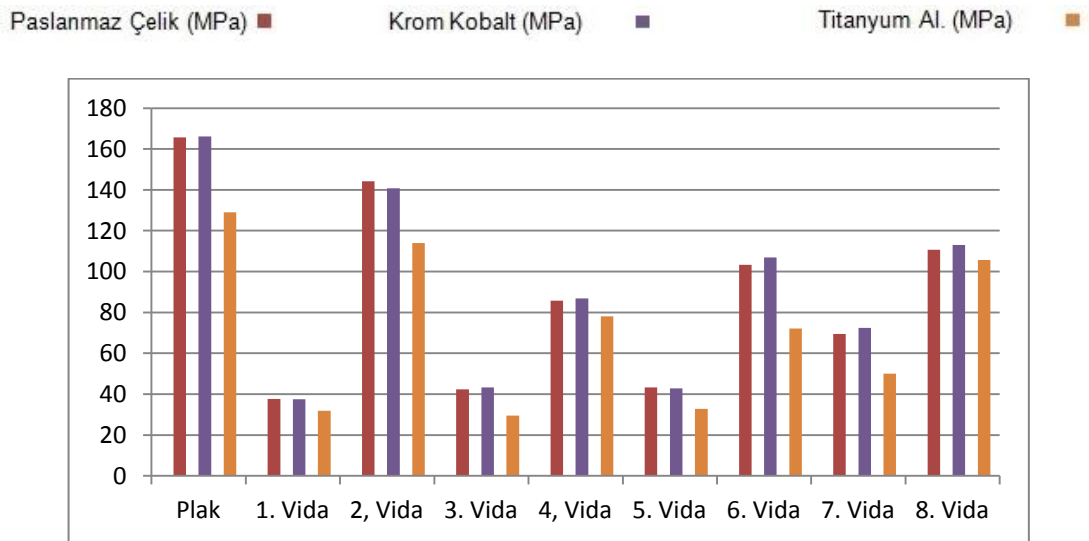


şekil 3.43. Dikdörtgen-B tip plaklı fiksasyonda oluşan deformasyon (Titanyum)

Çizelge 3.8.' de tüm gerilme değerleri minimumlarda dahil olmak üzere verilmiştir. Yine tüm gerilme değerlerine toplu bir halde baktığımızda (şekil 3.44.) vidalar arasında gerilme dağılımında orantısızlık karşımıza çıkıyor.

Çizelge 3.8. Dikdörtgen-B tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

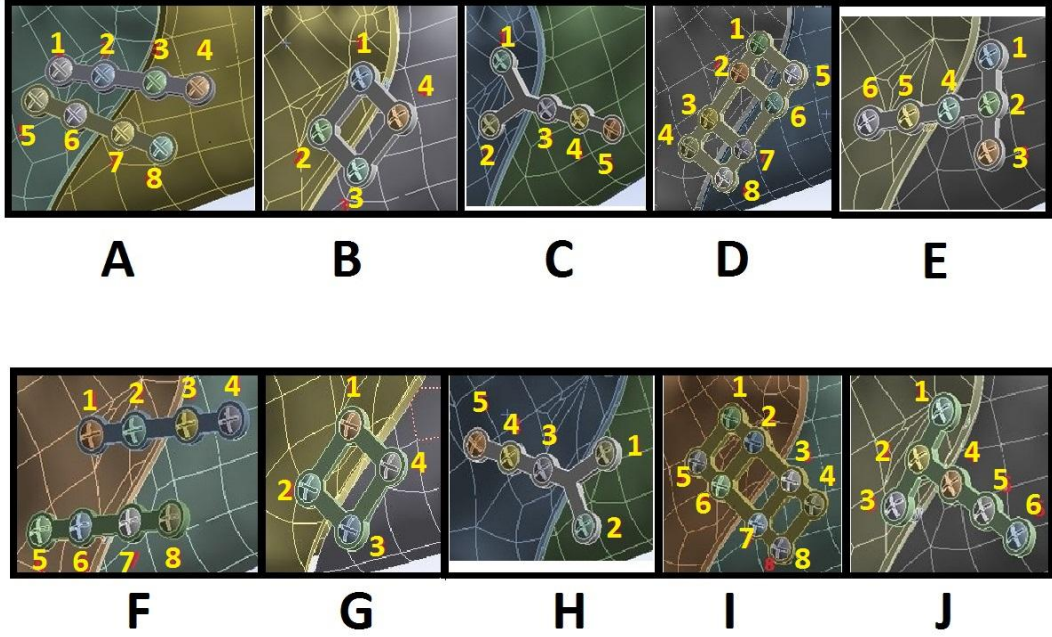
		316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	165.67	Mak	166.06	Max	129.06
	Min	0.789	Min	0.782	Min	0.579
1. Vida	Max	37.619	Max	37.526	Max	31.88
	Min	0.0001	Min	0.0003	Min	0.0003
2. Vida	Max	144.26	Max	140.72	Max	113.95
	Min	0.0009	Min	0.0008	Min	0.0004
3. Vida	Max	42.405	Max	43.236	Max	29.475
	Min	0.0007	Min	0.0006	Min	0.0006
4. Vida	Max	85.765	Max	86.799	Max	78.114
	Min	0.0002	Min	0.0002	Min	0.0004
5. Vida	Max	43.233	Max	42.853	Max	32.839
	Min	0.0002	Min	0.0004	Min	0.0006
6. Vida	Max	103.29	Max	106.97	Max	72.102
	Min	0.0004	Min	0.0003	Min	0.0005
7. Vida	Max	69.383	Max	72.495	Max	50.097
	Min	0.0003	Min	0.0003	Min	0.0003
8. Vida	Max	110.69	Max	113.05	Max	105.63
	Min	0.0002	Min	0.0001	Min	0.0001



Şekil 3.44. Dikdörtgen-B plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

3.2 KORPUS KIRIĞI ÜZERİNE DEĞERLENDİRME

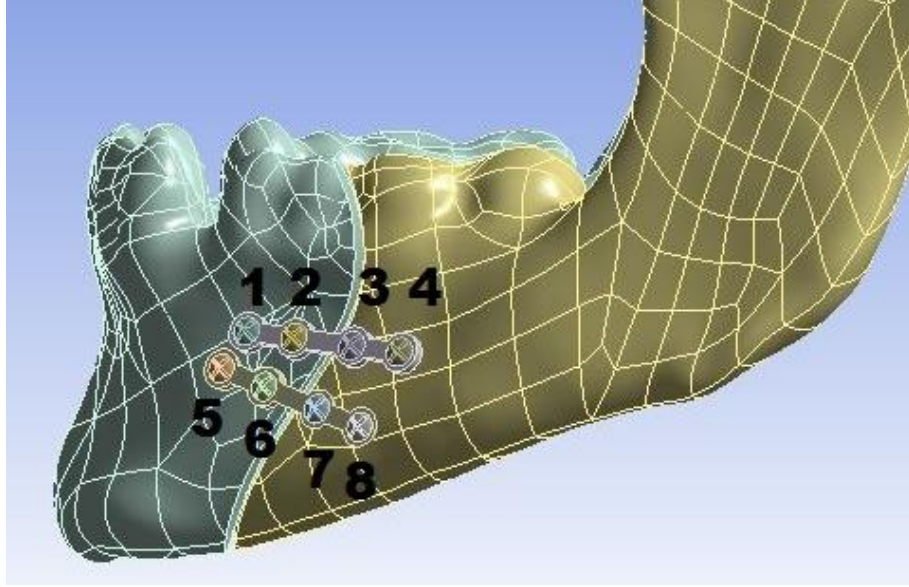
İkinci kesi düzlemimiz, korpus kırığıdır. Bu kırık modeli için 5 farklı geometrideki plak fiksasyonu uygulanmıştır. Uygulanan plak modelleri Şekil 3.45.deki gibidir. Uygulanan plakların geometrileri Şekil 3.45.A I tip çift plak, Şekil 3.45.B Kare tip plak, Şekil 3.45.C Y tip plak, Şekil 3.45.D Dikdörtgen tip plak, Şekil 3.45.E T tip plak modelidir. Şekil 3.45.F I tip çift plak, Şekil 3.45.G Kare tip plak, Şekil 3.45.H Y tip plak, Şekil 3.45.I Dikdörtgen tip plak, Şekil 3.45.J T tip plakların farklı lokasyonlarda uygulanmış modelidir.



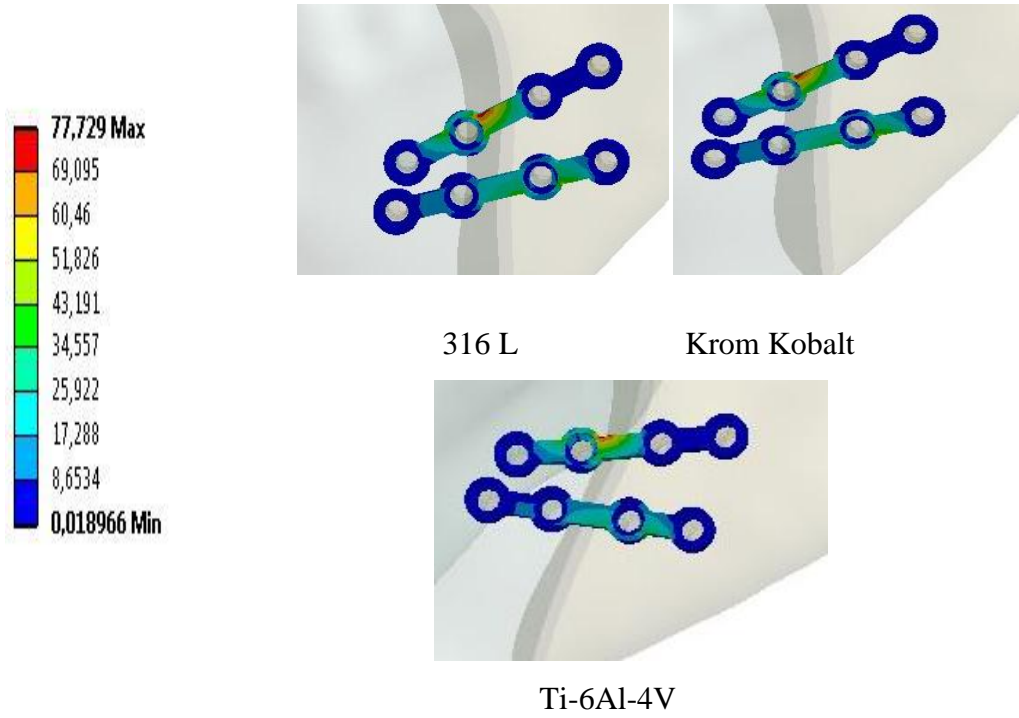
Şekil 3.45. İkinci kesi düzlemi için uygulanan plak modelleri

3.2.1 I - A Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

I-A tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları şekil 3.46.' da verilmiştir. İki adet plakta oluşan gerilmeleri incelediğimizde, plaklarda oluşan gerilmeler Şekil 3.47.'da verilmiştir.

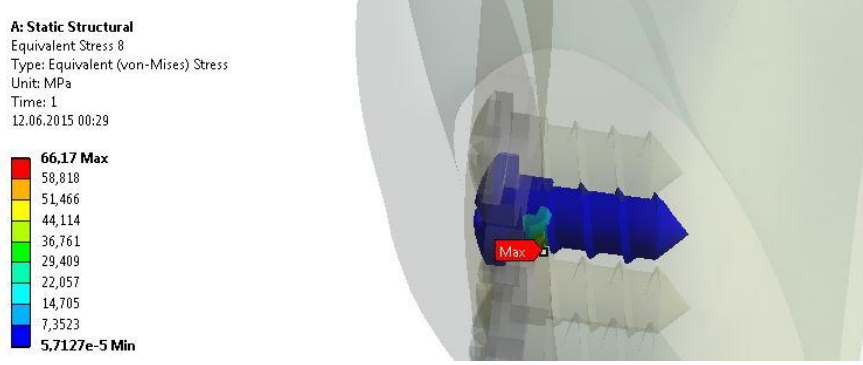


Şekil 3.46. I-A Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları



Şekil 3.47. I-A Plakta oluşan gerilmeler

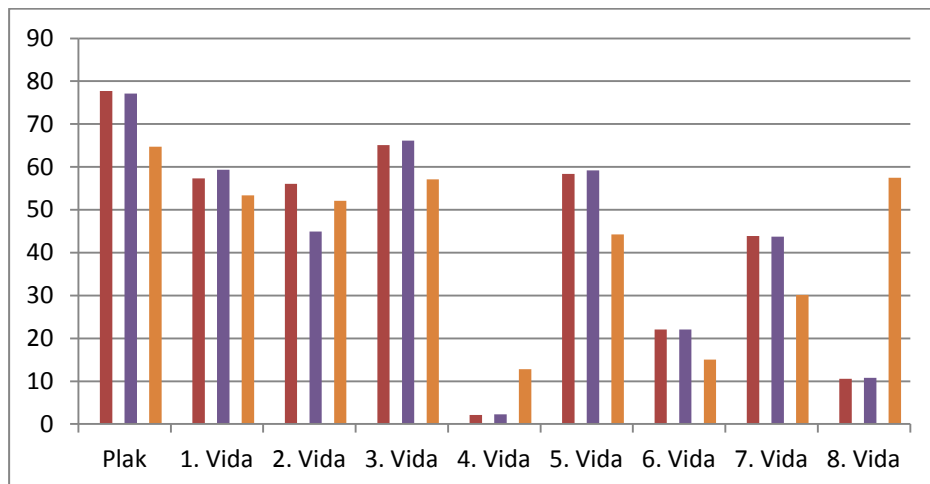
Plğa uygulanan farklı biyomalzeme ile elde edilen sonuçlara bakıldığında, 316 L 77,72 MPa, Krom Kobalt 77,09 MPa, Ti-6Al-4V 64,75 MPa, gerilme değeri (von-Mises) oluştuğu, en yüksek gerilmenin Paslanmazda görüldüğü tespit edilmiştir.



Şekil 3.48. I-A plağın 3. vidasında oluşan gerilme

I-A tip fiksasyon işlemi en fazla vidanın kullanıldığı metotlardan biridir. Plaktaki vidaların tüm kombinasyonlarına bakıldığında en fazla gerilme 66,17 MPa ile 3 numaralı krom kobalt vidadır (Şekil 3.48). En az gerilmenin ise 2,121 MPa ile üst plağın 4. vidasında, titanyum alaşımlı modelinde olduğunu ve en fazla ile en az gerilmeler arasında oldukça fark olduğu tespit edilmiştir. Bu gerilme yığılması olduğunun ve homojen bir dağılım olmadığını göstergesidir.

Şekil 3.49.'de ise I-A tipli fiksasyonda, plak ve vidalar üzerinde oluşan tüm gerilmeler tek bir grafikte verilerek karşılaştırma kolaylığı amaçlanmıştır.



Şekil 3.49. I-A plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

Çizelge 3.9.'da ise I-A profile sahip plak ve vidalarının üzerine düşen tüm gerilme değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.9. I-A tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

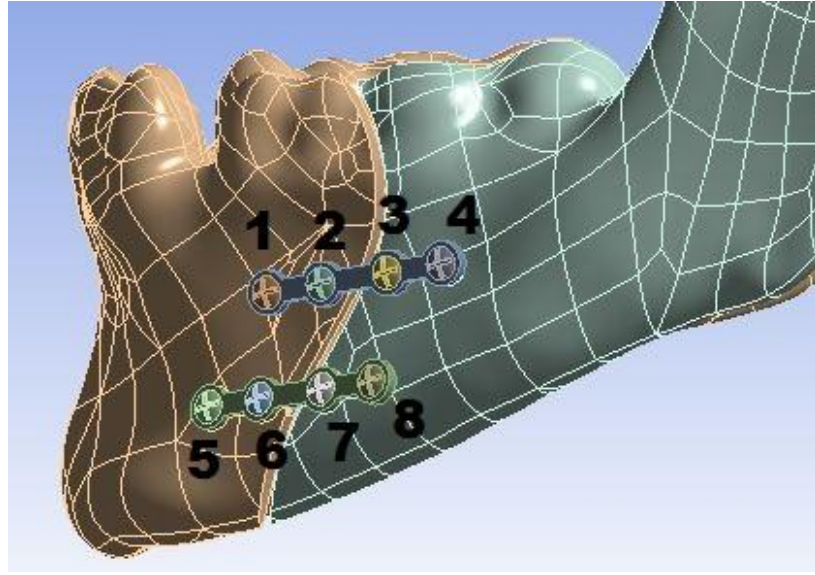
		316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	77.729	Mak	77.09	Maks	64.755
	Min	0.0189	Min	0.0198	Min	0.0082
1. Vida	Maks	57.354	Maks	59.336	Maks	53.33
	Min	0.00003	Min	0.00001	Min	0.00003
2. Vida	Maks	56.067	Maks	44.898	Maks	52.072
	Min	0.0001	Min	0.00009	Min	0.00008
3. Vida	Maks	65.105	Maks	66.17	Maks	57.123
	Min	0.0001	Min	0.00005	Min	0.0001
4. Vida	Maks	2.121	Maks	2.245	Maks	1.2783
	Min	0.000005	Min	0.000005	Min	0.000003
5. Vida	Maks	5.8361	Maks	5.9183	Maks	4.4257
	Min	0.00003	Min	0.00003	Min	0.00002
6. Vida	Maks	22.05	Maks	22.056	Maks	15.074
	Min	0.00013	Min	0.00005	Min	0.00009
7. Vida	Maks	43.874	Maks	43.706	Maks	30.135
	Min	0.00016	Min	0.0001	Min	0.00009
8. Vida	Maks	10.546	Maks	10.761	Maks	5.7495
	Min	0.00003	Min	0.00003	Min	0.00003

Toplam yer değiştirme miktarları 316 L 4,282 mm, Krom Kobalt da 4,284 mm Ti-6Al-4V 4,322 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 3.50.).



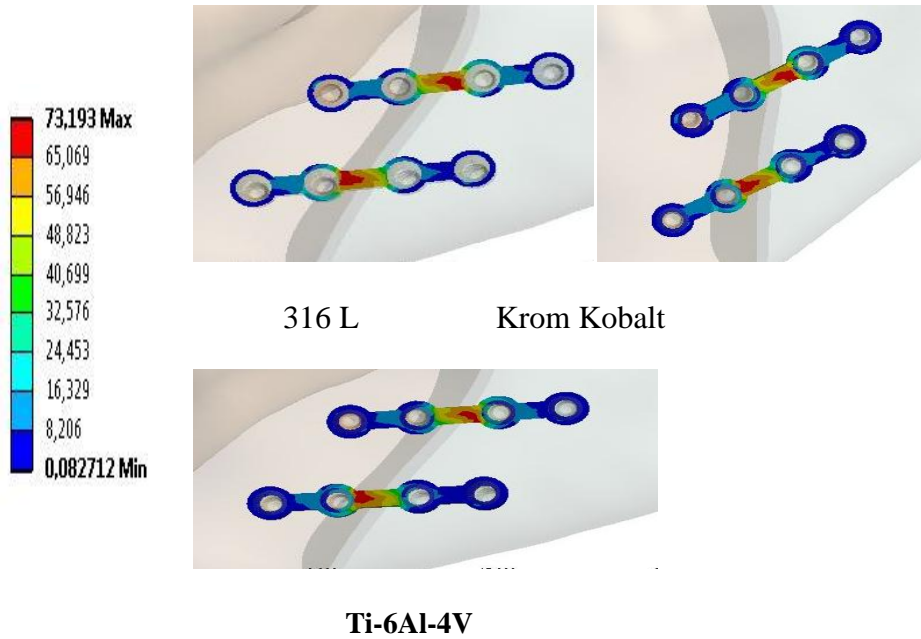
Şekil 3.50. I-A plak ile fiksasyonda oluşan deformasyon

3.2.2 I - B Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon



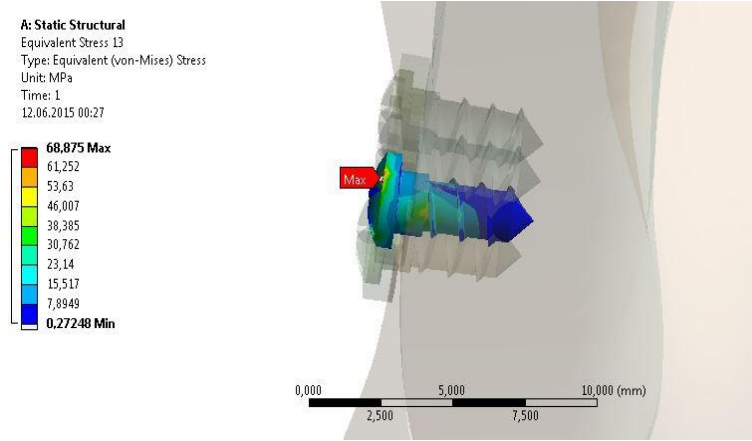
Şekil 3.51. I-B Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları

I-B tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları şekil 3.51.' de verilmiştir. İki adet plakta oluşan gerilmeleri incelediğimizde, plaklarda oluşan gerilmeler Şekil 3.52.'de verilmiştir. Plağa uygulanan farklı biyomalzeme ile elde edilen sonuçlara bakıldığında, 316 L 72,63 MPa, Krom Kobalt 73,19 MPa, Ti-6Al-4V 51,76 MPa, gerilme değeri (von-Mises) oluşmuştur. En yüksek gerilmenin Krom kobaltda olduğu tespit edilmiştir.

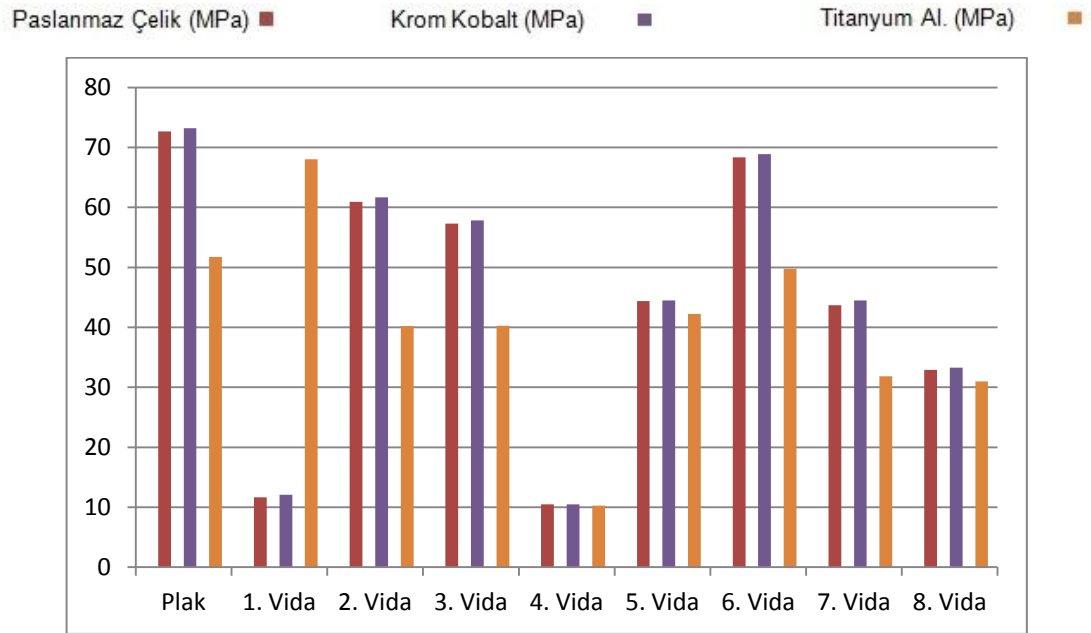


Şekil 3.52. I-B Tipi Plakta oluşan gerilmeler

Plaklardaki vidaların tüm kombinasyonlarına bakıldığında en fazla gerilmenin 68,87 MPa ile 6 numaralı krom kobalt vida da olduğu belirlenmiştir (Şekil 3.53.). En az gerilmenin ise 10,277 MPa ile üst plağın 4. vidasında, titanyum alaşımli modelinde olduğunu ve en fazla ile en az gerilmeler arasında oldukça fark vardır. Bu gerilme yığılması olduğunun ve homojen bir dağılım olmadığını göstergesidir.



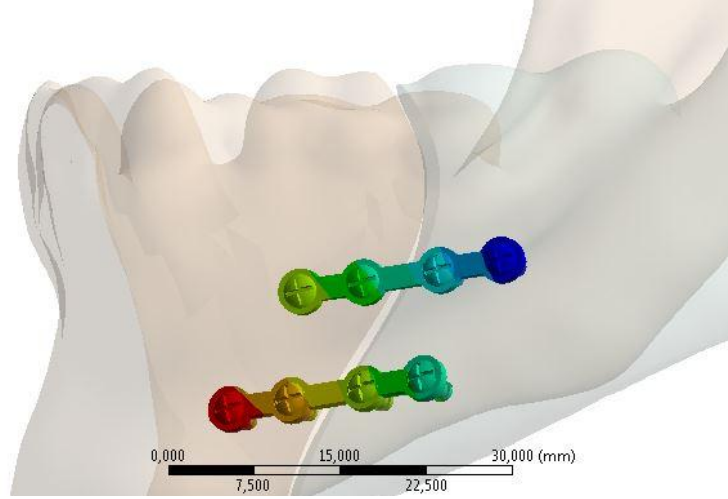
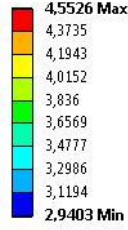
Şekil 3.53. I-B plağın 6. vidasında oluşan gerilme



Şekil 3.54. I-B plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri (MPa)

Şekil 3.54.'de ise I-B tipli fiksasyonda, plak ve vidalar üzerinde oluşan tüm gerilmeler tek bir grafikte verilerek karşılaştırma kolaylığı amaçlanmıştır.

A: Static Structural
Total Deformation 2
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
12.06.2015 01:10



Şekil 3.55. I-B plak ile fiksasyonda oluşan deformasyon

Toplam yer değiştirme miktarları 316 L 4,5218 mm, Krom Kobalt da 4,5222 mm Ti-6Al-4V 4,5526 mm olarak elde edilmiştir (Şekil 3.55.).

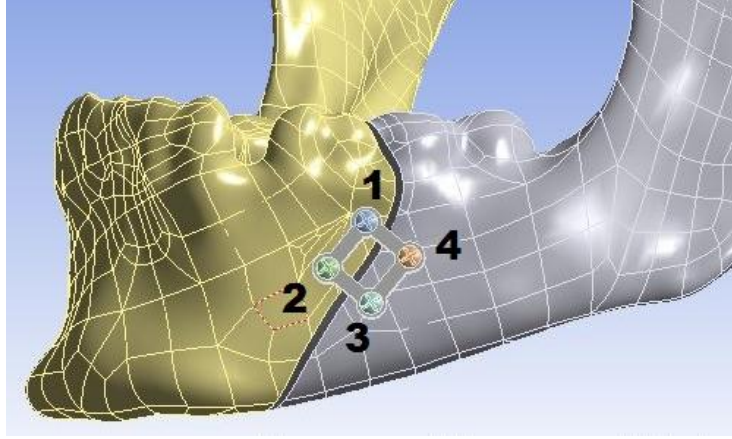
Çizelge 3.10.'de ise I-B profile sahip plak ve vidalarının üzerine düşen tüm gerilme değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.10. I-B tip plak ve fiksatörlerde oluşan tüm gerilmeler

		316 L (MPa)	Krom Kobalt (MPa)	Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	72.639	Mak 73.193	Maks 51.762
	Min	0.28539	Min 0.0827	Min 0.0884
1. Vida	Maks	11.633	Maks 12.089	Maks 6.8004
	Min	0.1364	Min 0.1330	Min 0.0848
2. Vida	Maks	60.895	Maks 61.645	Maks 40.212
	Min	0.8589	Min 0.8648	Min 0.4809
3. Vida	Maks	57.274	Maks 57.844	Maks 40.271
	Min	1.0396	Min 0.7341	Min 0.6004
4. Vida	Maks	10.489	Maks 10.498	Maks 10.277
	Min	0.1143	Min 0.0920	Min 0.0743
5. Vida	Maks	44.349	Maks 44.475	Maks 42.224
	Min	0.1221	Min 0.8004	Min 0.0572
6. Vida	Maks	68.327	Maks 68.875	Maks 49.754
	Min	0.5254	Min 0.2724	Min 0.6391
7. Vida	Maks	43.665	Maks 44.475	Maks 31.833
	Min	0.7257	Min 0.8004	Min 0.5004
8. Vida	Maks	32.87	Maks 33.242	Maks 30.964
	Min	0,096	Min 0.0829	Min 0.0524

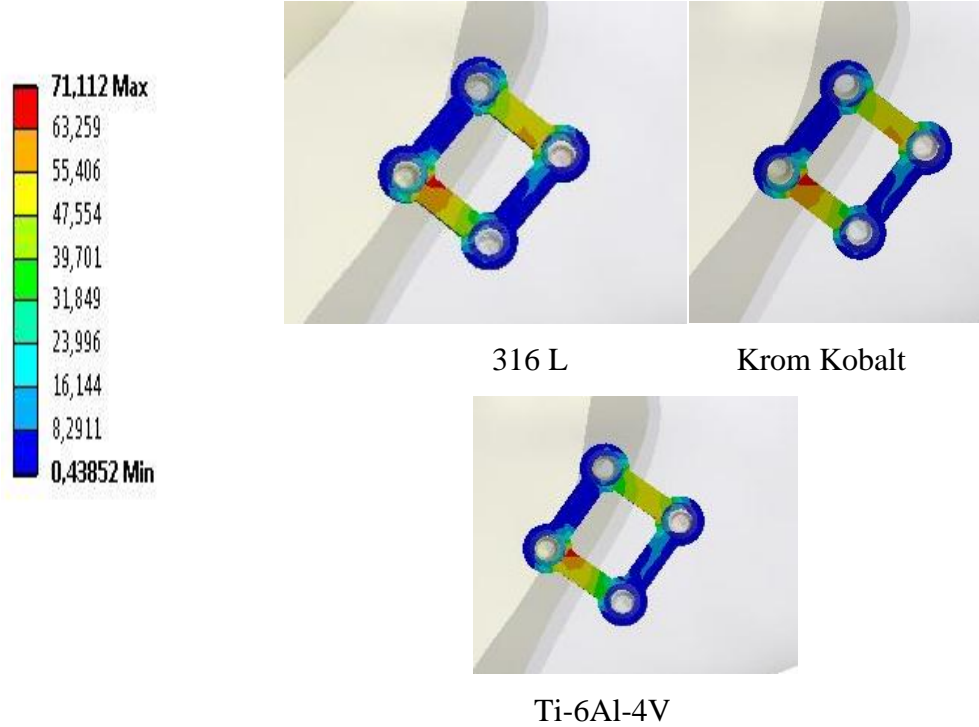
3.2.3 Kare - A Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

Kare-A tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları Şekil 3.56.' de verilmiştir. Kare-A geometriye sahip plaklara uygulanan kuvvet neticesi 316 L 71,11 MPa, Krom Kobalt 69,98 MPa, Ti-6Al-4V 52,71 MPa, gerilme değeri (von-Mises) oluşmuştur (Şekil 3.57).

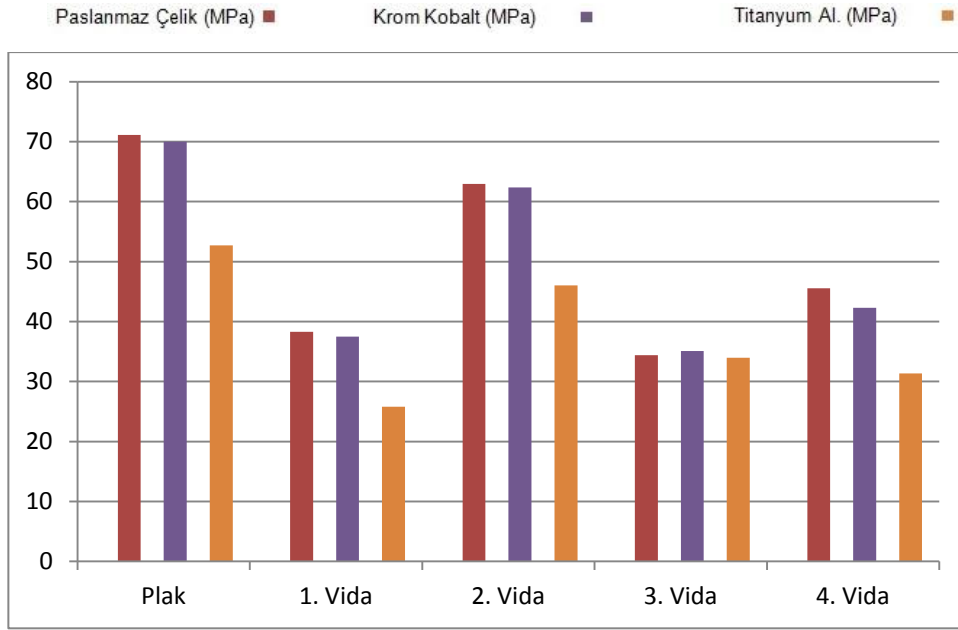


Şekil 3.56. Kare-A Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları

En fazla gerilmenin 316 L'de olduğu en az gerilmenin ise titanyum alaşımında olduğu belirlenmiş, iki uç nokta arasında 18,4 MPa ile önemli bir fark olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 3.57. Kare-A Tipi Plakta oluşan gerilmeler

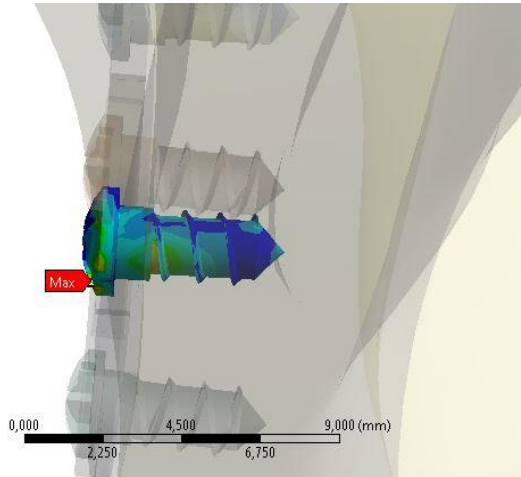


Şekil 3.58. Kare-A plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

Şekil 3.58.'den tüm vidalara bakıldığında en fazla gerilmeye maruz kalan 2 numaralı 316 L (Şekil 3.59) malzemeden vidadır (62,95 MPa). En az gerilmenin ise 25,77 MPa ile malzemesi Titanyum olan 1. Vida üzerindedir. Plakta olduğu gibi en az gerilme yine titanyum alaşımında olduğu belirlenmiştir.

A: Static Structural
 Equivalent Stress 7
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 12.06.2015 00:45

62,952 Max
 56,065
 49,178
 42,291
 35,404
 28,517
 21,63
 14,743
 7,8565
0,9695 Min



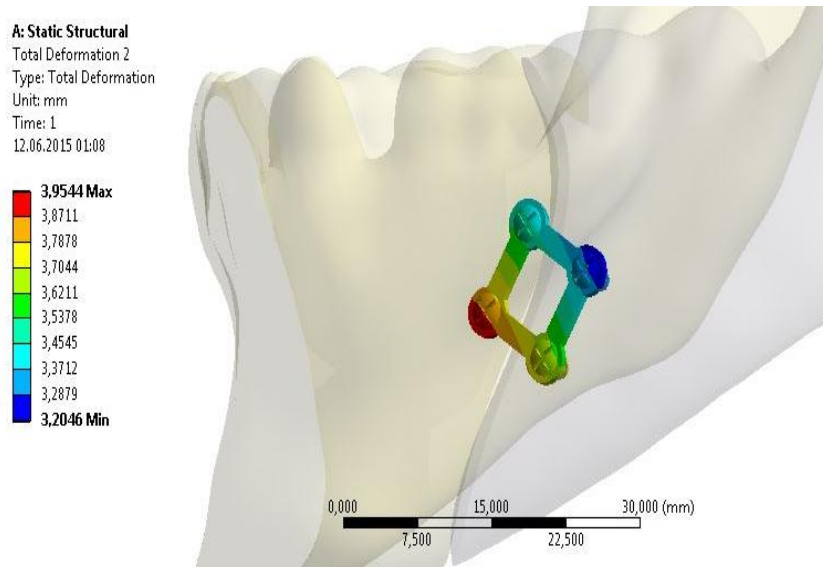
Şekil 3.59. Kare-A plağın 2. vidasında oluşan gerilme

Çizelge 3.11.'de kare-A geometrili plak ve vidalarının üzerlerine düşen tüm gerilmeler minimum ve maksimum olacak şekilde verilmiştir.

Çizelge 3.11. Kare-A tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

Plak	316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)	
	Maks.	Min	Maks	Min	Maks	Min
1. Vida	Maks	71.112	Maks	69.985	Maks	52.716
	Min	0.4385	Min	0.4778	Min	0.1521
2. Vida	Maks	38.311	Maks	37.462	Maks	25.777
	Min	0.4306	Min	0.4425	Min	0.2842
3. Vida	Maks	62.952	Maks	62.382	Maks	46.022
	Min	0.9695	Min	0.9189	Min	0.4269
4. Vida	Maks	34.381	Maks	35.075	Maks	33.973
	Min	0.3421	Min	0.3921	Min	0.3525
4. Vida	Maks	45.54	Maks	42.268	Maks	31.351
	Min	0.6332	Min	0.6164	Min	0.4044

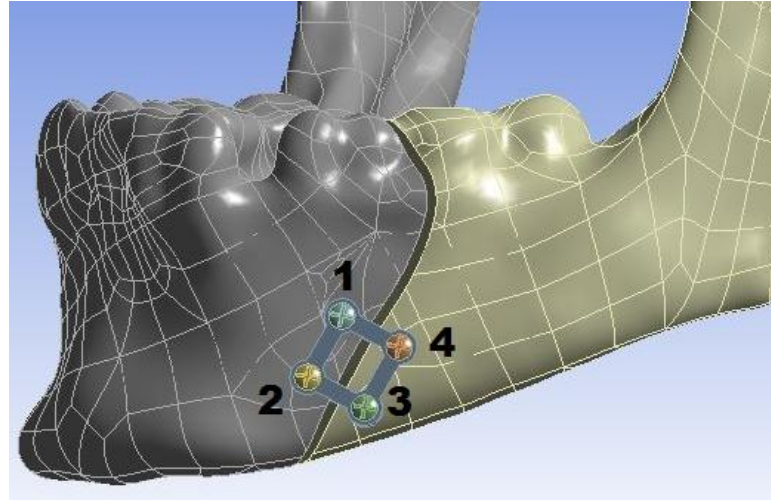
Toplam yer değiştirme miktarı ise Şekil 3.60.'daki gibi 316 L 3,931 mm, Krom Kobalt 3,933 mm, Ti-6Al-4V 3,954 mm Şeklinde bulunmuştur.



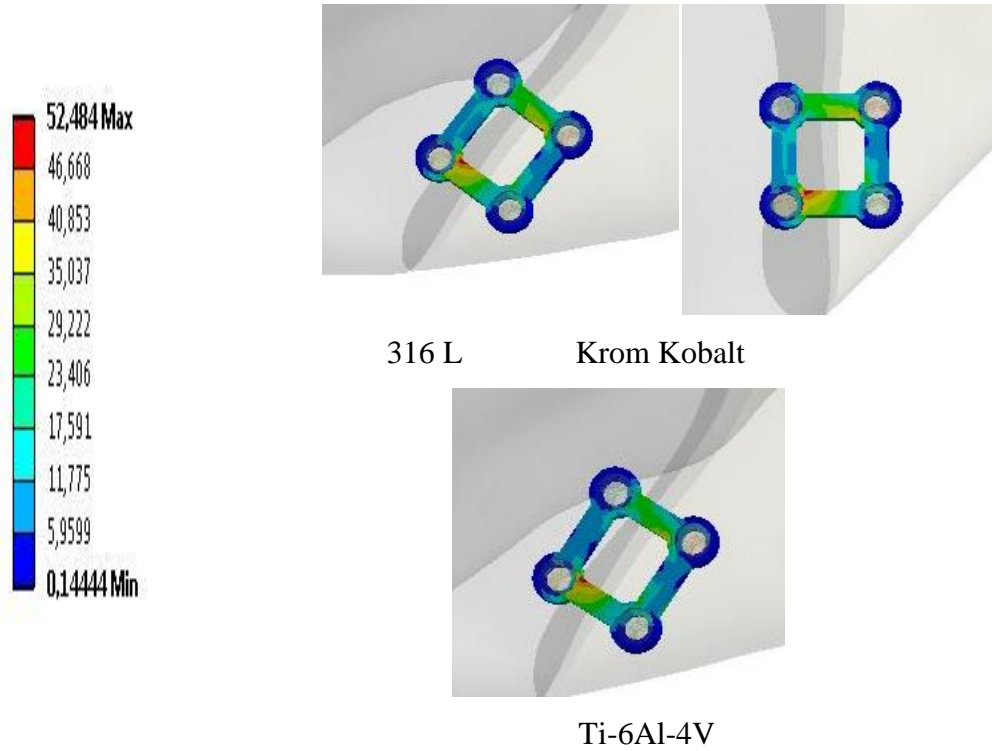
Şekil 3.60. Kare-A plak ile fiksasyonda oluşan deformatsyon

3.2.4 Kare - B Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

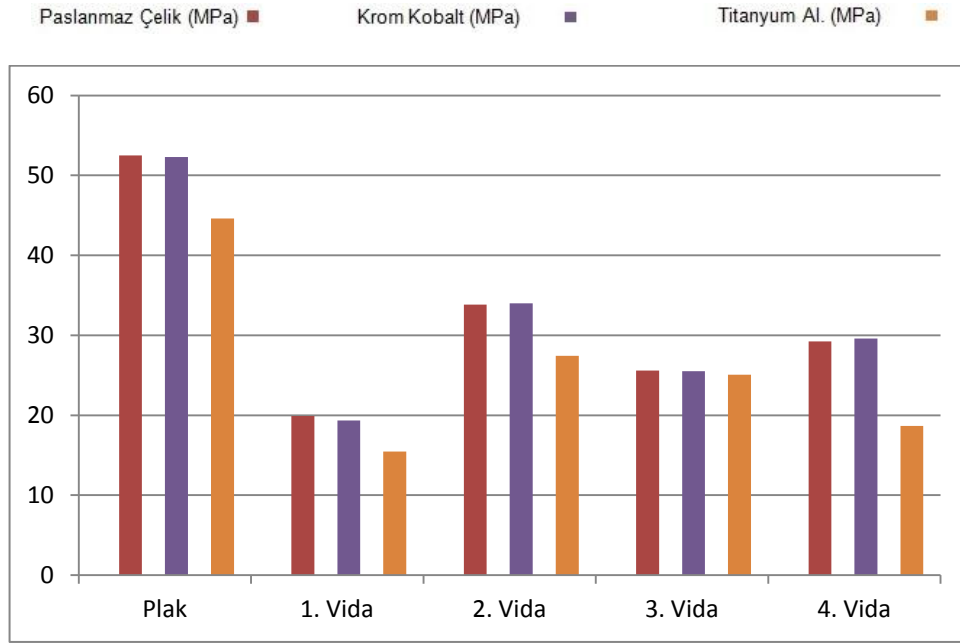
Kare-B tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları Şekil 3.61.' de verilmiştir. Kare-B geometriye sahip plaklara uygulanan kuvvet neticesi 316 L 52,48 MPa, Krom Kobalt 52,27 MPa, Ti-6Al-4V 44,61 MPa, gerilme değeri (von-Mises) oluşmuştur (Şekil 3.62.). En fazla gerilmenin 316 L'de olduğu en az gerilmenin ise titanyum alaşımında olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 3.61. Kare-B Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları

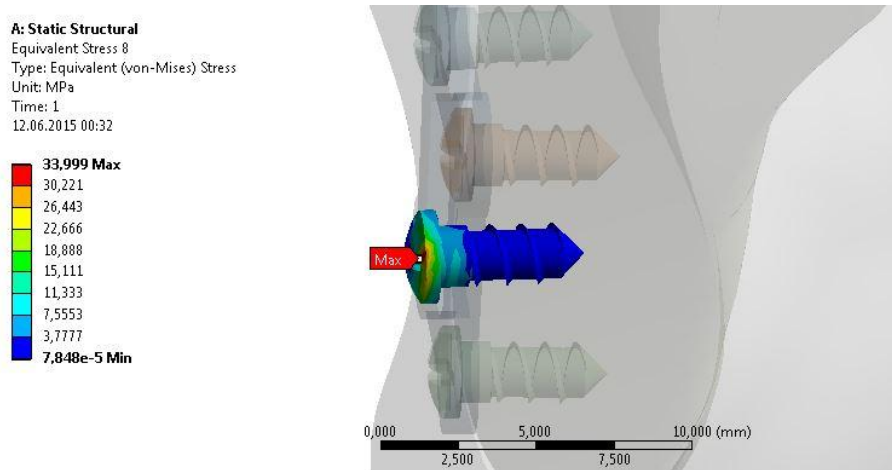


Şekil 3.62. Kare-B Tipi Plakta oluşan gerilmeler



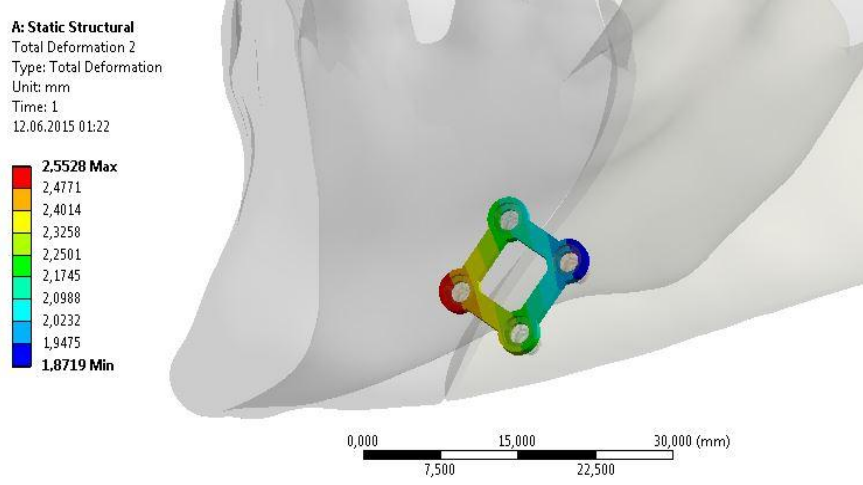
Şekil 3.63. Kare-B plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

Şekil 3.63.'den tüm vidalara bakıldığında en fazla gerilmeye maruz kalan 2 numaralı (Şekil 3.64)Krom Kobalt malzemeden oluşan vidadır (33,99 MPa). En az gerilmenin ise 15,47 MPa ile malzemesi Titanyum olan 1. Vida üzerinde olduğu ve en fazla ile en az gerilmeler arasında çok fazla fark olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 3.64. Kare-B plağın 2. vidasında oluşan gerilme

Toplam yer değiştirme miktarı ise Şekil 3.65.deki gibi sırası ile 316 L 2,5419 mm, Krom Kobalt 2,5424 mm, Ti-6Al-4V 2,5528 mm Şeklinde bulunmuştur.



Şekil 3.65. Kare-B Plakta oluşan toplam deformasyon

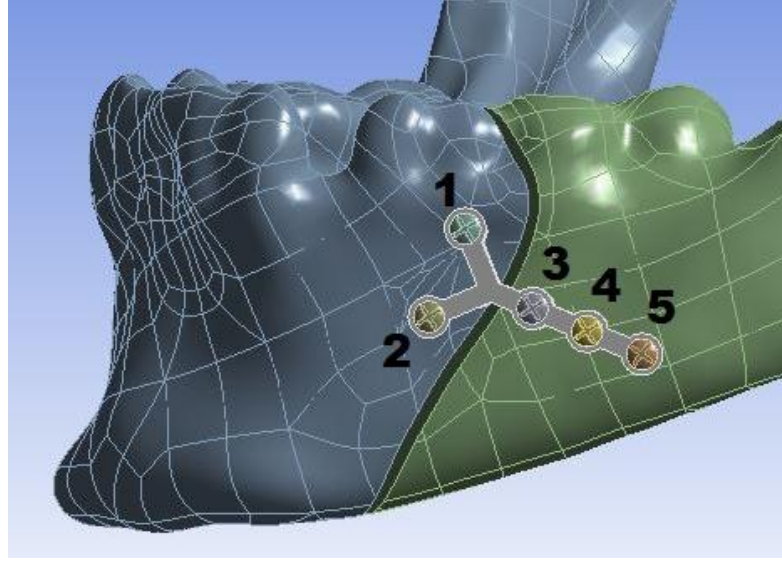
Çizelge 3.12.'de kare-B geometrili plak ve vidalarının üzerlerine dūřen tūm gerilmeler minimum ve maksimum olacak Őekilde verilmiřtir.

Çizelge 3.12. Kare-B tip plak ve fiksatorlerde oluřan tūm gerilmeler

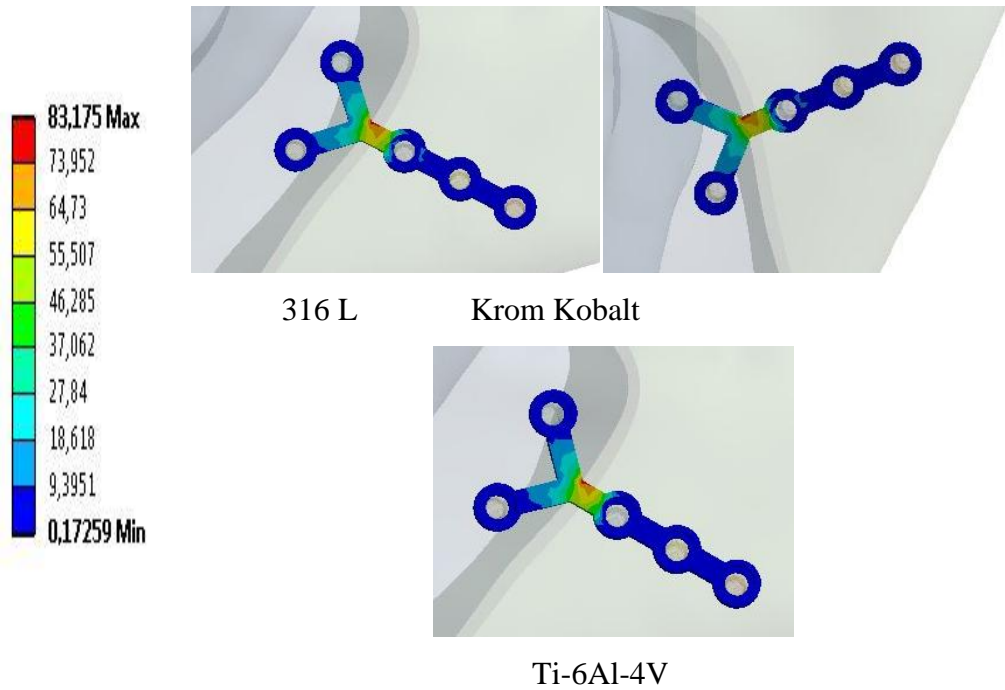
		316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	52.484	Mak	52.278	Maks	44.616
	Min	0.1444	Min	0.0799	Min	0.1691
1. Vida	Maks	19.897	Maks	19.361	Maks	15.472
	Min	0.00006	Min	0.00003	Min	0.00005
2. Vida	Maks	33.844	Maks	33.999	Maks	27.432
	Min	0.00006	Min	0.0001	Min	0.00007
3. Vida	Maks	25.591	Maks	25.514	Maks	25.086
	Min	0.00005	Min	0.00006	Min	0.00005
4. Vida	Maks	29,216	Maks	29.595	Maks	18,658
	Min	0,00007	Min	0.00005	Min	0,00006

3.2.5 Y - A Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

Y-A tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları Şekil 3.66.' de verilmiştir. Y-A geometrili modelden alınan gerilme değerleri; 316 L 83,151 MPa, Krom Kobalt 83,175 MPa, Ti-6Al-4V 68,916 MPa, şeklinde elde edilmiştir (Şekil 3.67.).

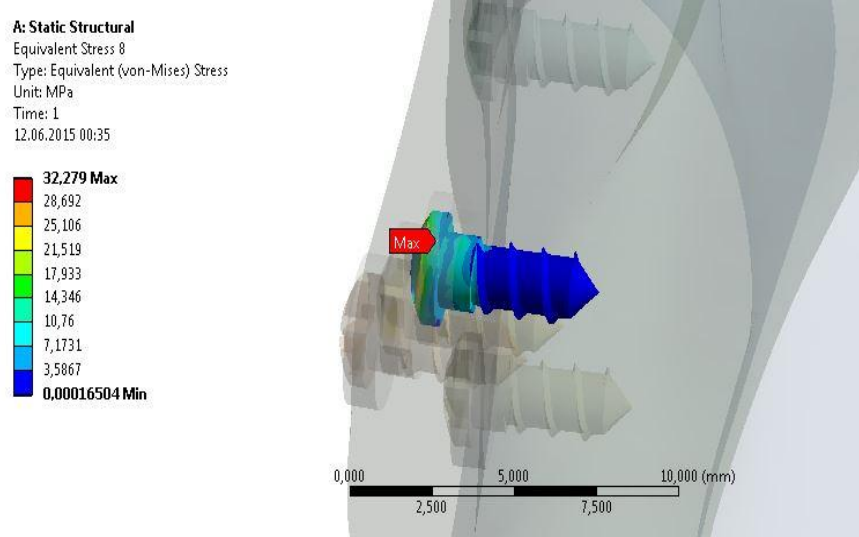


Şekil 3.66. Y-A Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları



Şekil 3.67. Y-A Tipi Plakta oluşan gerilmeler

Vidalara bakıldığında maksimum gerilme krom kobalt malzemeli 3. vidada (Şekil 3.68.) olduğu (32,27 MPa), buna karşılık en az gerilmenin ise Ti-6Al-4V malzemesi ile 5. vidada (14,242 MPa) olduğu belirlenmiştir. Vidalar arasındaki gerilme dağılımları da orantısız olduğu tespit edilmiştir (Çizelge 3.13.).

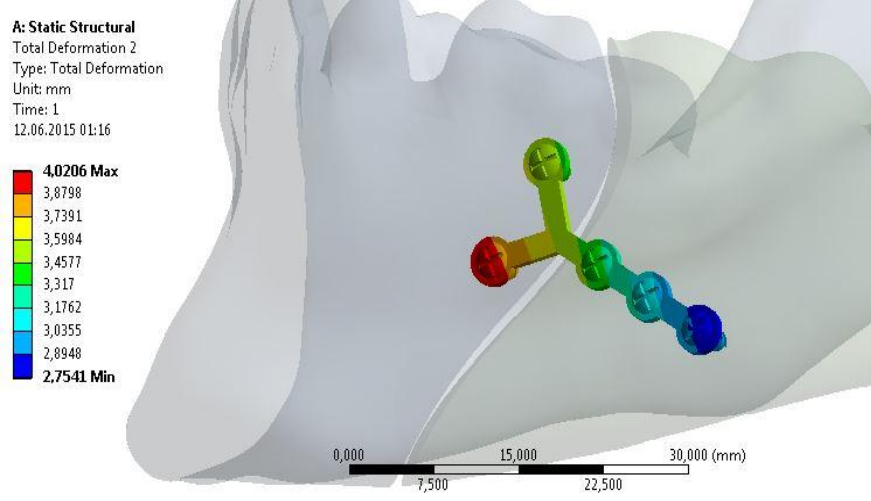


Şekil 3.68. Y-A plağın 3. vidasında oluşan gerilme

Çizelge 3.13. Y-A tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

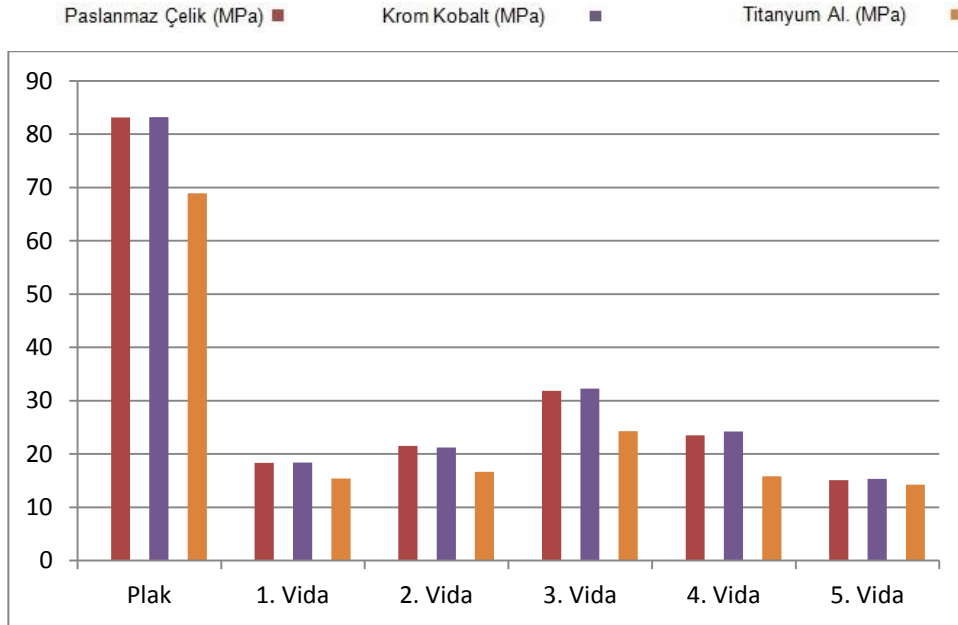
		316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	83,151	Mak	83,175	Maks	68,916
	Min	0.1234	Min	0.1725	Min	0.1242
1. Vida	Maks	18,328	Maks	18,403	Maks	15,379
	Min	0.00007	Min	0.00003	Min	0.00003
2. Vida	Maks	21,515	Maks	21,238	Maks	16,657
	Min	0.00005	Min	0.00004	Min	0.00006
3. Vida	Maks	31,823	Maks	32,279	Maks	24,255
	Min	0.0001	Min	0.0001	Min	0.0001
4. Vida	Maks	23,482	Maks	24,212	Maks	15,787
	Min	0.0001	Min	0.0001	Min	0.00006
5. Vida	Maks	15,109	Maks	15,313	Maks	14,242
	Min	0.00003	Min	0.00003	Min	0.00003

Y-A tip plakta toplam yer değiştirmeye bakıldığında, 316 L 3,9792 mm, Krom Kobalt 3,9796 mm, Ti-6Al-4V 4,0206 mm değerlerine ulaşılır. (şekil 3.69.).



şekil 3.69. Y-A plak ile fiksasyonda oluşan deformasyon

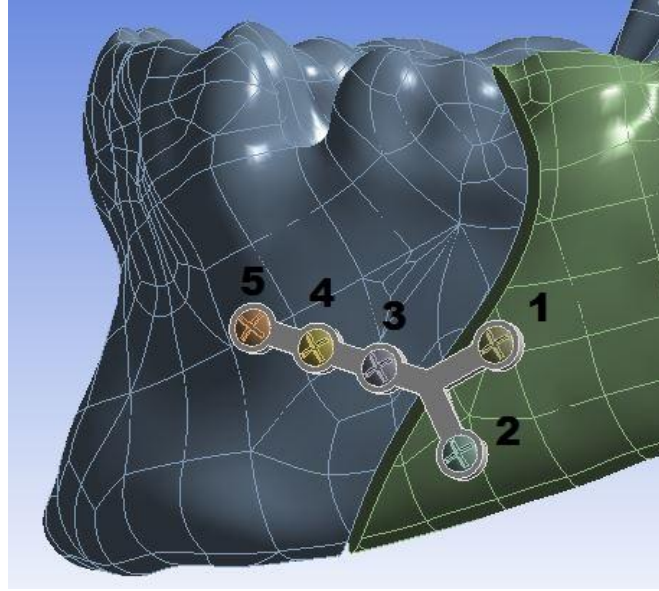
Karşılaştırmalı bir gözlem için şekil 3.70.'de plak ve tüm vidalarda oluşan gerilme değerleri grafik halinde verilmiştir.



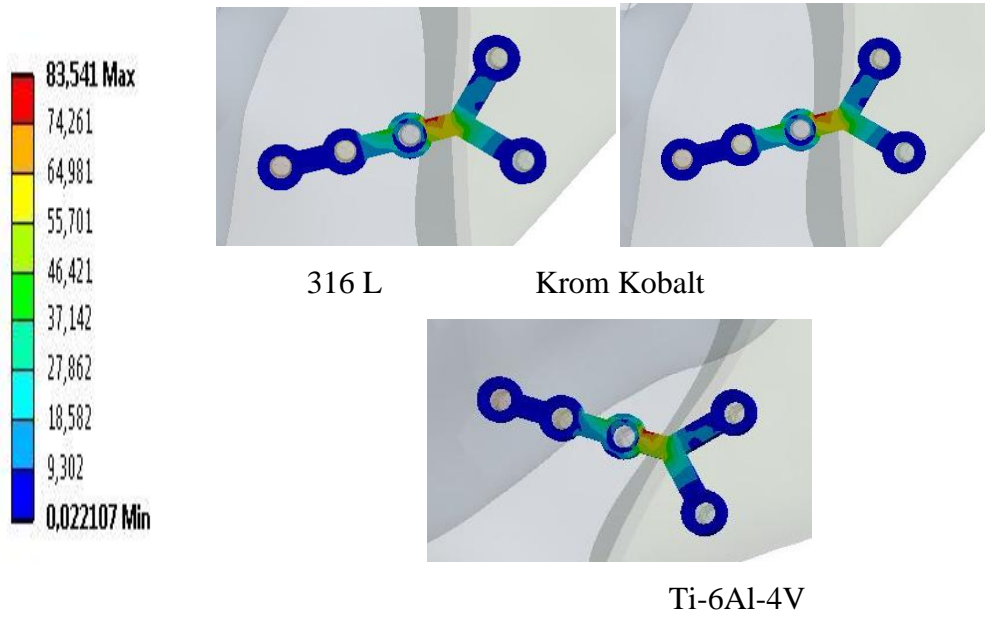
şekil 3.70. Y-A plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

3.2.6 Y - B Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

Y-B tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları Şekil 3.71.' de verilmiştir. Y-B geometrili modelden alınan gerilme değerleri; 316 L 83,541 MPa, Krom Kobalt 83,504 MPa, Ti-6Al-4V 65,831 MPa, şeklinde oluşmaktadır (Şekil 3.72.).

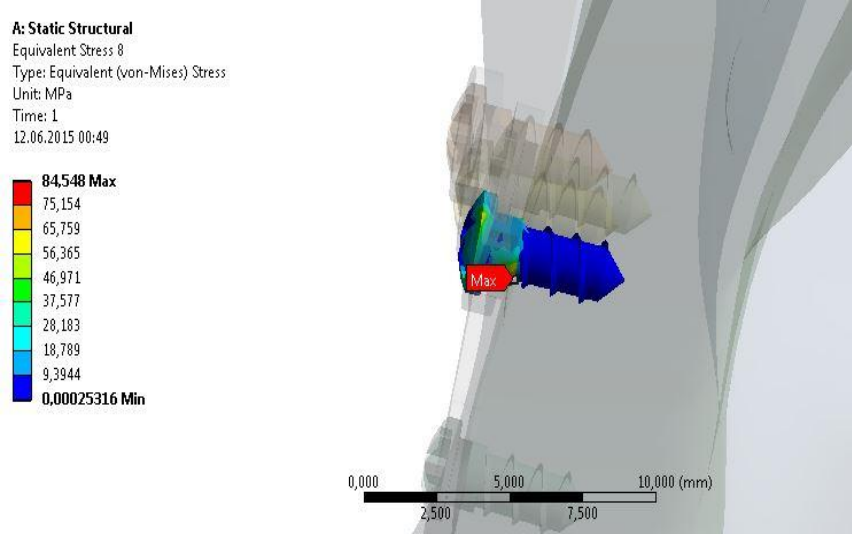


Şekil 3.71. Y-B Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları



Şekil 3.72. Y-B Tipi Plakta oluşan gerilmeler

Vidalara bakıldığında maksimum gerilme 316 Lmalzemeli 3. vidada (Şekil 3.73.) olduğu (84,54 MPa), buna karşılık en az gerilmenin ise 316 Lmalzemesi ile 2. vidada (10,15 MPa) olduğu belirlenmiştir. Vidalar arasındaki gerilme dağılımları da orantısız olduğu tespit edilmiştir (Çizelge 3.14.).

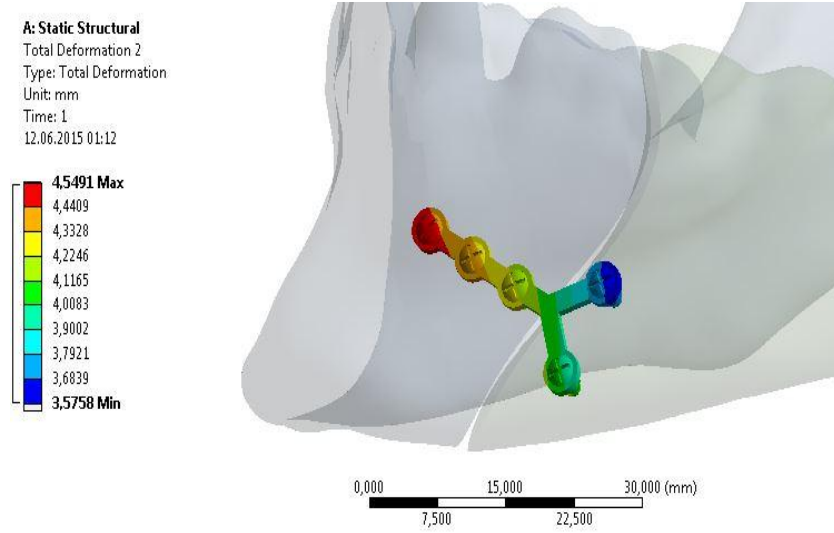


Şekil 3.73. Y-B plağın 3. vidasında oluşan gerilme

Çizelge 3.14. Y-B tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

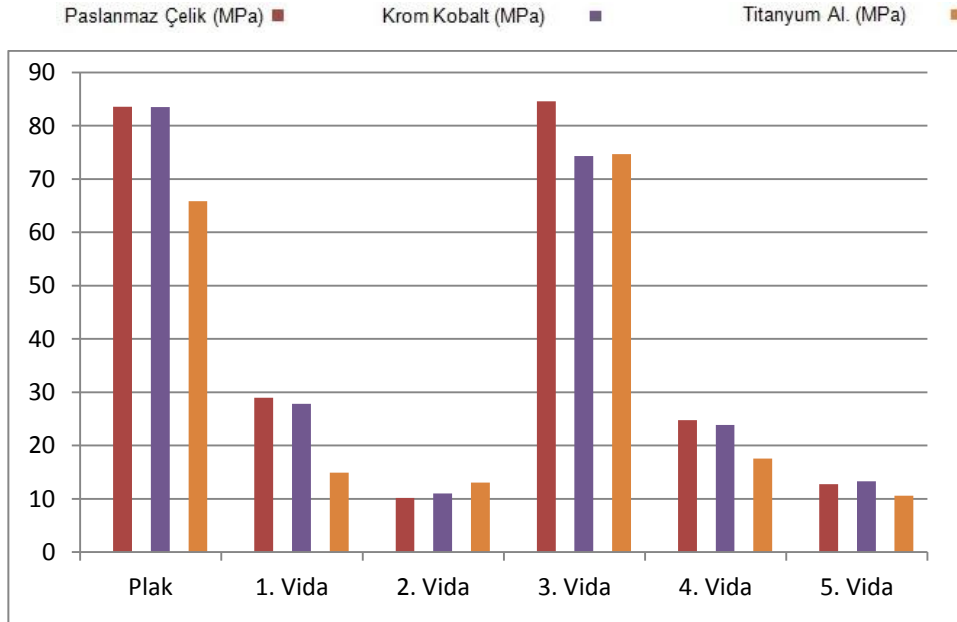
		316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	83,541	Mak	83,504	Maks	65,831
	Min	0.0221	Min	0.0169	Min	0.021
1. Vida	Maks	28,989	Maks	27,789	Maks	14,926
	Min	0.0003	Min	0.0001	Min	0.00007
2. Vida	Maks	10,15	Maks	10,985	Maks	13,056
	Min	0.00003	Min	0.00002	Min	0.00001
3. Vida	Maks	84,548	Maks	74.287	Maks	74,634
	Min	0.0002	Min	0.0002	Min	0.0001
4. Vida	Maks	24,77	Maks	23,839	Maks	17,557
	Min	0.00009	Min	0.00004	Min	0.00009
5. Vida	Maks	12,773	Maks	13,266	Maks	10,606
	Min	0.000004	Min	0.000003	Min	0.000002

Y-B tip plakta toplam yer değiştirmeye bakıldığında, 316 L 4,5249 mm, Krom Kobalt 4,525 mm, Ti-6Al-4V 4,5491 mm değerlerine ulaşılır. (şekil 3.74.).



şekil 3.74. Y-B plak ile fiksasyonda oluşan deformasyon

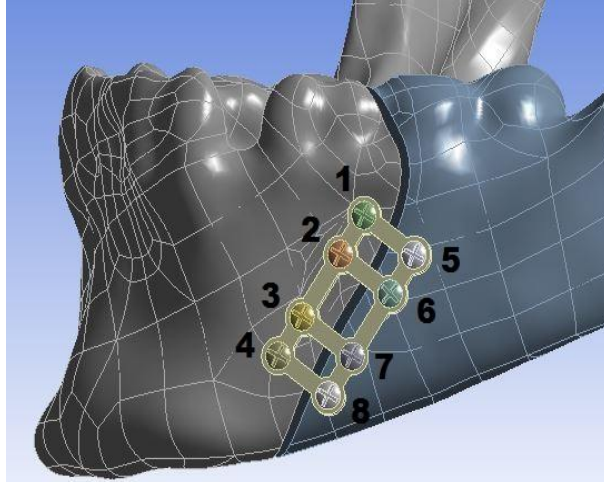
Karşılaştırmalı bir gözlem için şekil 3.75.'de plak ve tüm vidalarda oluşan gerilme değerleri grafik halinde verilmiştir.



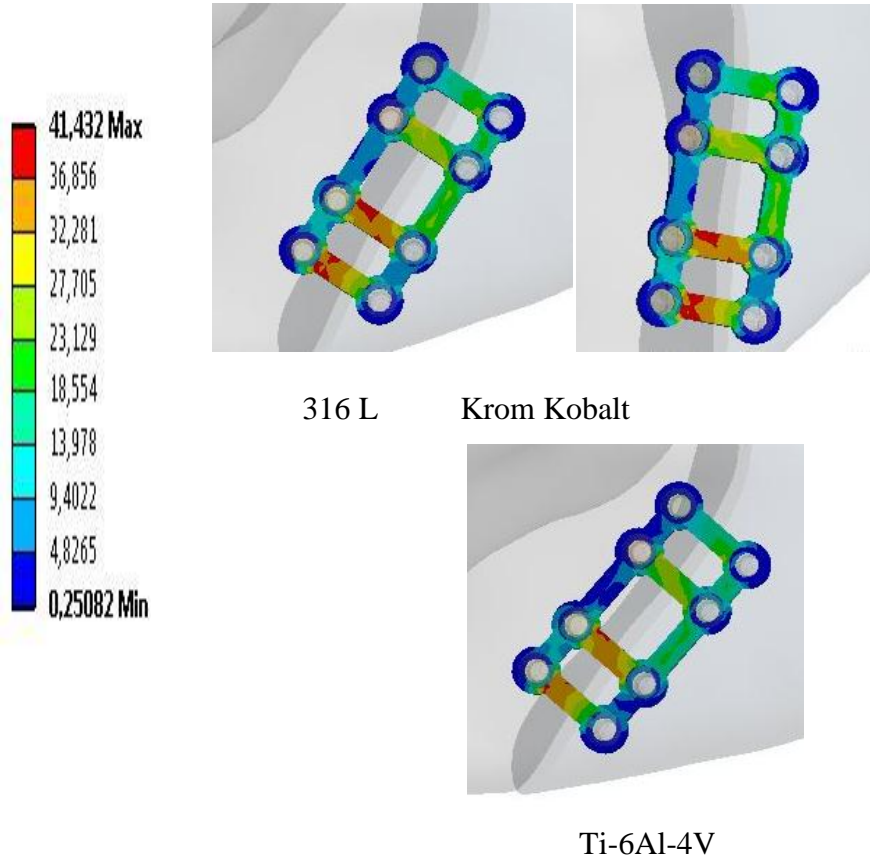
şekil 3.75. Y-B plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

3.2.7 Dikdörtgen - A Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler Ve Deformasyon

Dikdörtgen-A tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları şekil 3.76.' da verilmiştir. Şekil 3.77.'de fiksasyonda kullanılan plak üzerine düşen gerilmelere baktığımızda, 316 L 41,43 MPa, krom kobalt 40,33 MPa, ve titanyum alaşımli malzemede 33,99 MPa olarak sonuçlanmıştır.

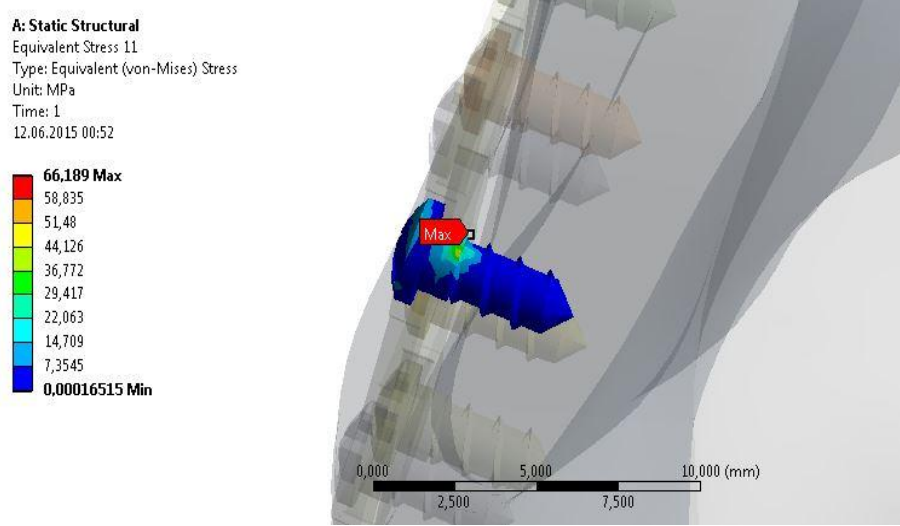


Şekil 3.76. Dikdörtge-A Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları



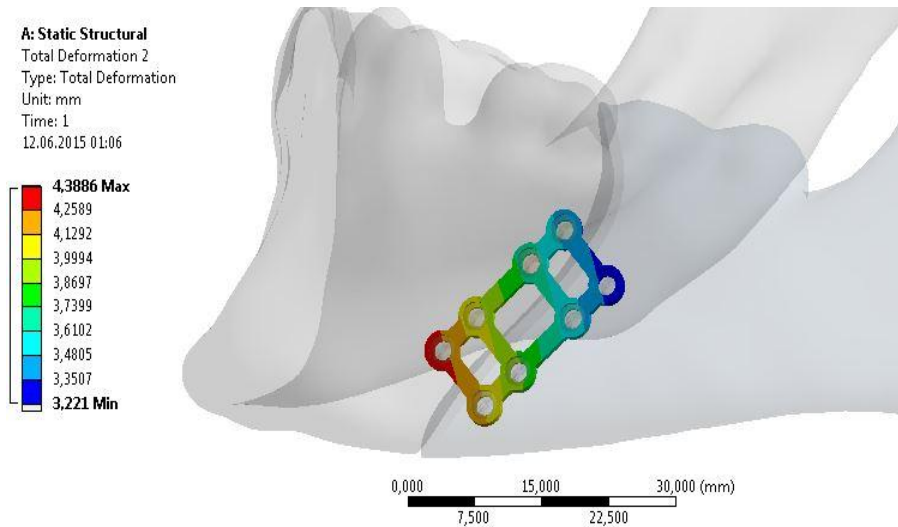
Şekil 3.77. Dikdörtgen-A Tipi Plakta oluşan gerilmeler

Bu tip fiksasyonda 8 adet vida kullanılmıştır. Kullanılan vidaların üzerlerine düşen gerilmelere bakıldığında en fazla gerilmeyi üstlenen, 316 L malzemeli (Şekil 3.78.) 6. vidadır (66,18 MPa). Buna karşılık en düşük gerilme ise Titanyum Alaşımli 8. vidadır (12,44 MPa).



Şekil 3.78. Dikdörtgen-A plağın 6. vidasında oluşan gerilme

Şekil 3.79.'dan da görüldüğü üzere toplam yer değiştirme miktarlarına bakıldığında, 316 L 4,3743 mm, krom kobalt 4,3758 mm, Ti-6Al-4V'de ise 4,3886 mm olduğu tespit edilmiştir.

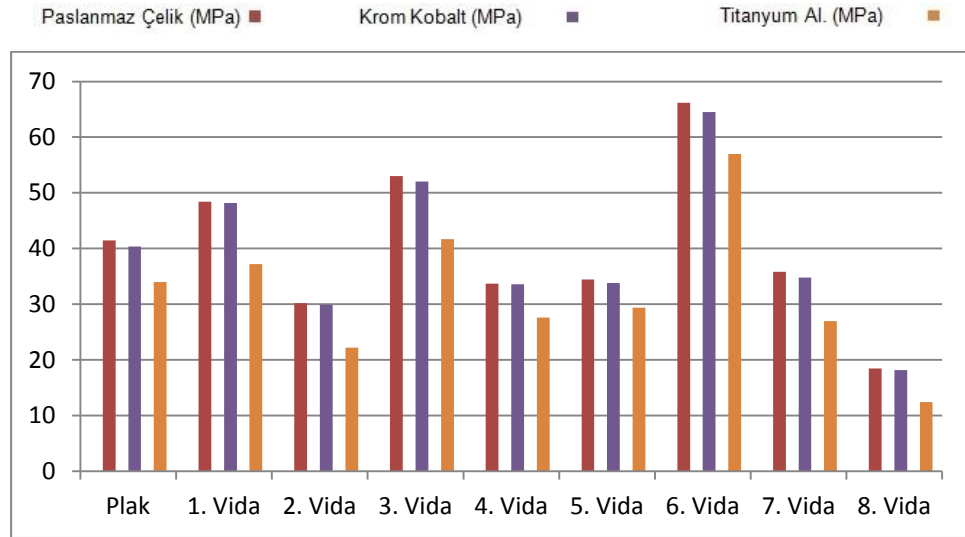


Şekil 3.79. Dikdörtgen-A tip plaklı fiksasyonda oluşan deformasyon

Çizelge 3.15.'de tüm gerilme değerleri minimumlarda dahil olmak üzere verilmiştir.

Çizelge 3.15. Dikdörtgen-A tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

		316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	41.432	Mak	40.335	Maks	33.994
	Min	0.2508	Min	0.2350	Min	0.1027
1. Vida	Maks	48.414	Maks	48.189	Maks	37.176
	Min	0.0003	Min	0.0003	Min	0.0001
2. Vida	Maks	30.212	Maks	29.872	Maks	22.17
	Min	0.0001	Min	0.0001	Min	0.0001
3. Vida	Maks	52.985	Maks	52.045	Maks	41.706
	Min	0.0001	Min	0.00007	Min	0.00009
4. Vida	Maks	33.68	Maks	33.592	Maks	27.599
	Min	0.0002	Min	0.00008	Min	0.0001
5. Vida	Maks	34.415	Maks	33.83	Maks	29.367
	Min	0.00008	Min	0.0001	Min	0.0001
6. Vida	Maks	66.189	Maks	64.514	Maks	56.951
	Min	0.0001	Min	0.0002	Min	0.0001
7. Vida	Maks	35.797	Maks	34.783	Maks	26.938
	Min	0.0001	Min	0.0001	Min	0.00006
8. Vida	Maks	18.48	Maks	18.171	Maks	12.445
	Min	0.00007	Min	0.0001	Min	0.00002

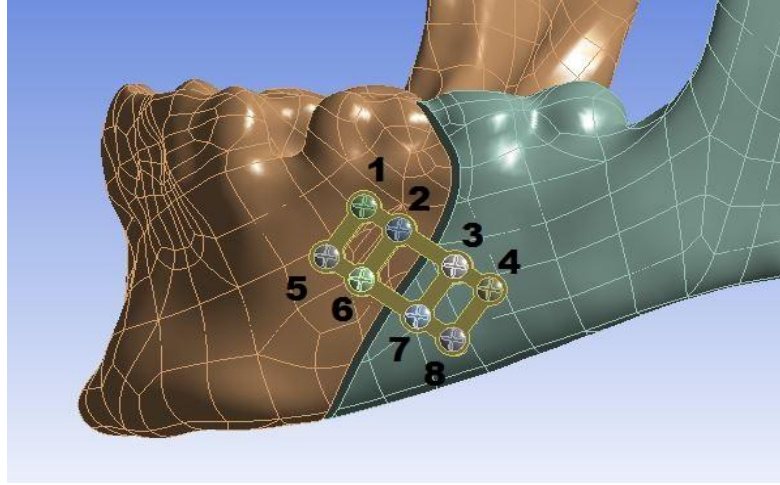


Şekil 3.80. Dikdörtgen-A plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

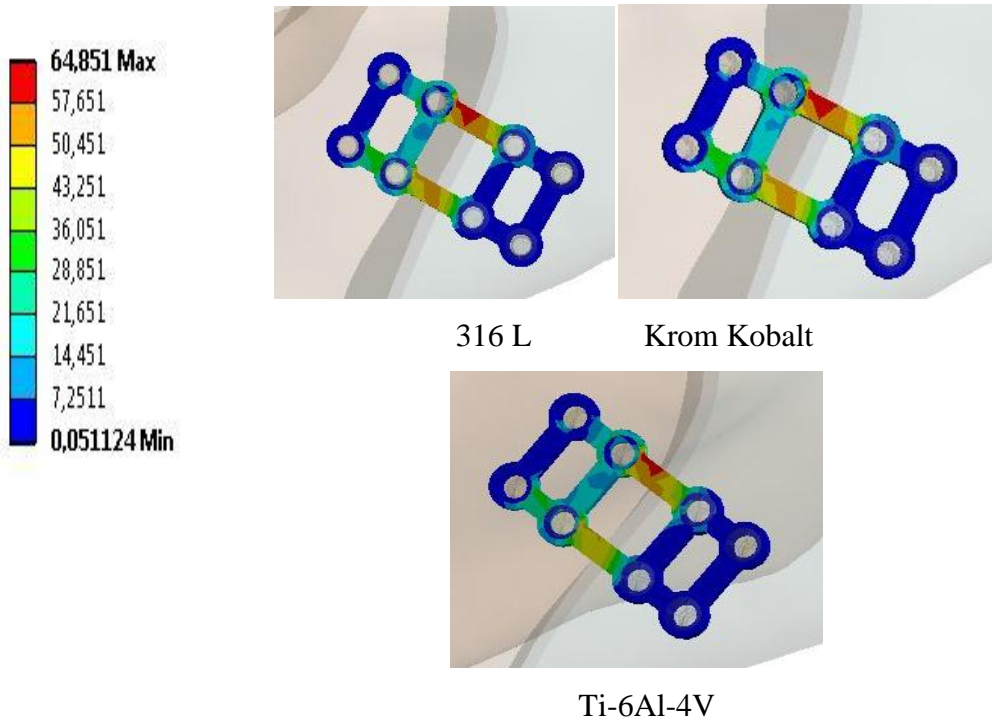
Tüm gerilme değerlerine toplu bir halde baktığımızda (Şekil 3.80) vidalar arasında gerilme dağılımında orantısızlık karşımıza çıkıyor. Örneğin 6. vidaya 66,18 MPa gerilme düşerken, 8. vidaya 12,44MPa gibi yüksek farklı miktarlardüşmektedir.

3.2.8 Dikdörtgen - B Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler Ve Deformasyon

Dikdörtgen-B tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları Şekil 3.81.' de verilmiştir. Şekil 3.82.'de fiksasyonda kullanılan plak üzerine düşen gerilmelere baktığımızda, 316 L 64,85 MPa, krom kobalt 64,11 MPa, ve titanyum alaşım malzemede 48,04 MPa olarak tespit edilmiştir.

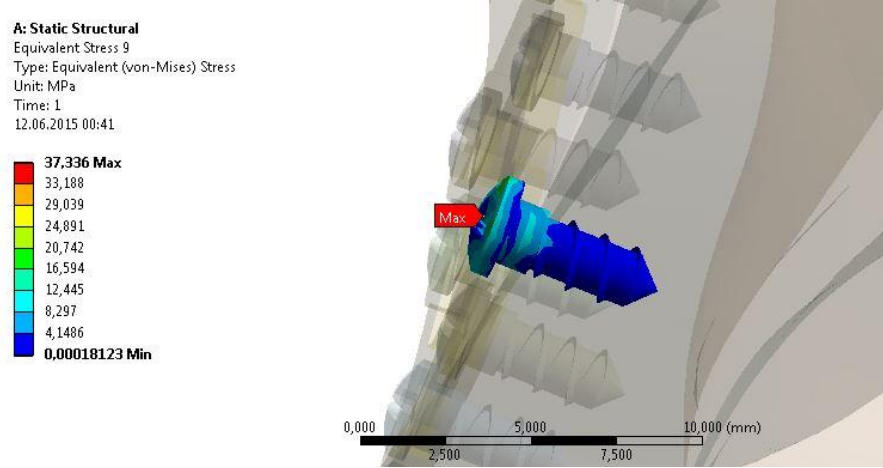


Şekil 3.81. Dikdörtgen-B tip plaklı fiksasyonda plak üzerindeki gerilmeler



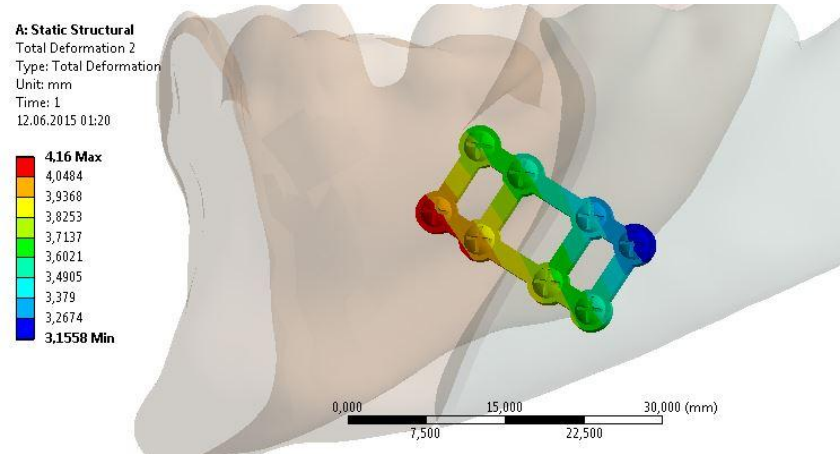
Şekil 3.82. Dikdörtgen-B Tipi Plakta oluşan gerilmeler

Kullanılan vidaların üzerlerine düşen gerilmelere bakıldığında en fazla gerilmeyi üstlenen, Krom kobalt malzemeli (Şekil 3.83) 2. vidadır (47,29 MPa). Buna karşılık en düşük gerilme ise Titanyum Alaşımli 8. vidadır (2,08 MPa).



Şekil 3.83. Dikdörtgen-B plağın 2. vidasında oluşan gerilme

Şekil 3.84.'den de görüldüğü üzere toplam yer değiştirme miktarlarına bakıldığında, 316 L 4,1367 mm, krom kobalt 4,1377 mm, Ti-6Al-4V'de ise 4,16 mm sonuçlarını elde etmekteyiz.

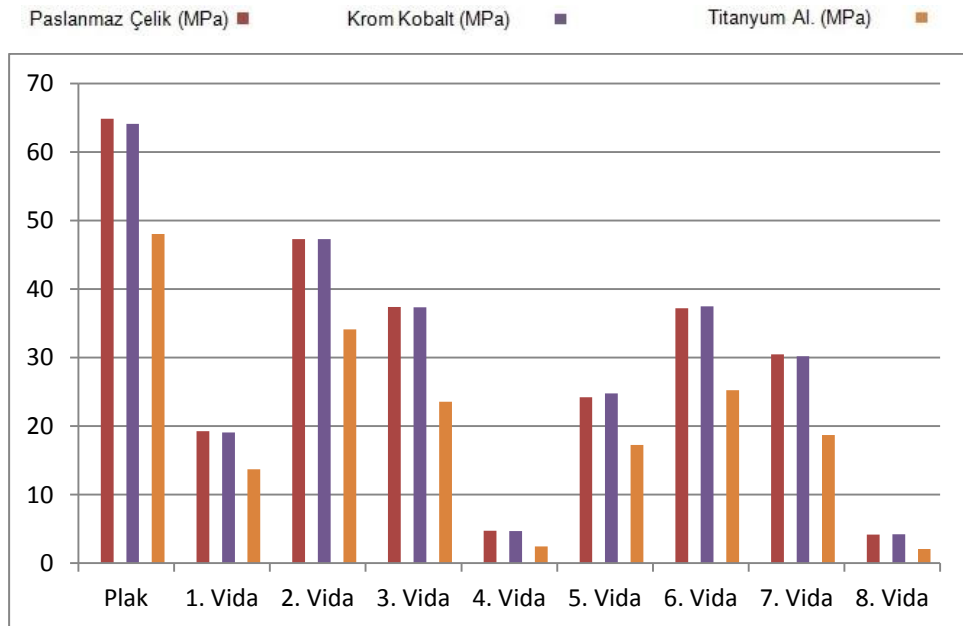


Şekil 3.84. Dikdörtgen-B tip plaklı fiksasyonda oluşan deformasyon

Şekil 3.85.'de karşılaştırma kolaylığı sağlaması için gerilme değerleri grafiklerle gösterilmiştir. Plak ve vidaların üzerindeki gerilmeler Çizelge 3.16.' da verilmiştir.

Çizelge 3.16. Dikdörtgen-B tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

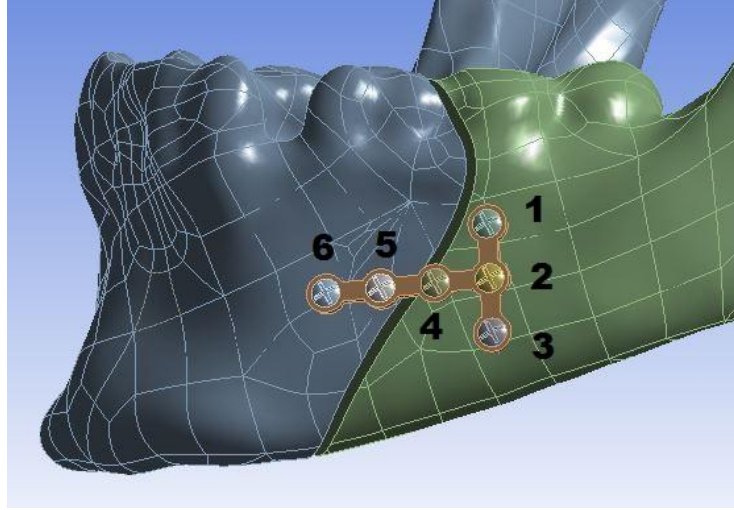
Plak	316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)	
	Maks.	Min	Maks	Min	Maks	Min
Plak	64,851	0.0511	64,114	0.0372	48,04	0.0234
1. Vida	19.271	0.00003	19.058	0.00003	13,715	0.00007
2. Vida	47,267	0.00007	47,292	0.0001	34,105	0.00006
3. Vida	37,378	0.0002	37,336	0.0001	23,528	0.00009
4. Vida	4,7299	0.00003	4,7032	0.00005	2,428	0,00001
5. Vida	24,199	0.0001	24,784	0.00015	17,225	0.0001
6. Vida	37,168	0.0001	37,468	0.0001	25,21	0.00009
7. Vida	30,448	0.00009	30,188	0.00007	18,71	0.00007
8. Vida	4,1845	0.00002	4,2033	0.00002	2,0862	0.00009



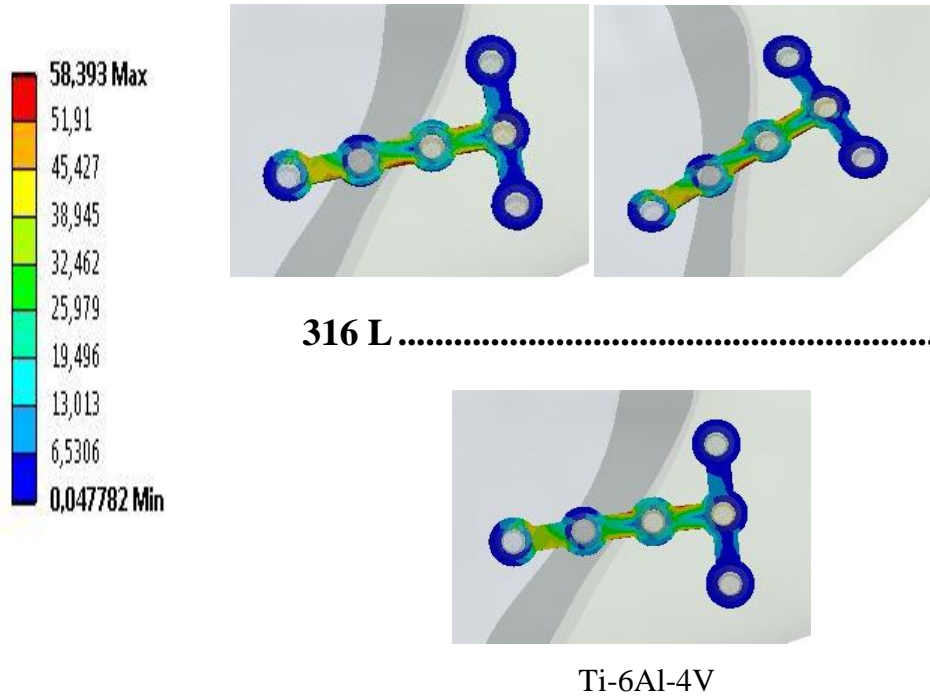
Şekil 3.85. Dikdörtgen-B plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

3.2.9 T - A Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

T-A tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları şekil 3.86.' da verilmiştir. T-A geometrili modelden alınan rakamlar; 316 L 58,39 MPa, Krom Kobalt 57,77 MPa, Ti-6Al-4V 53,31 MPa, şeklinde olmuştur (Şekil 3.87.).

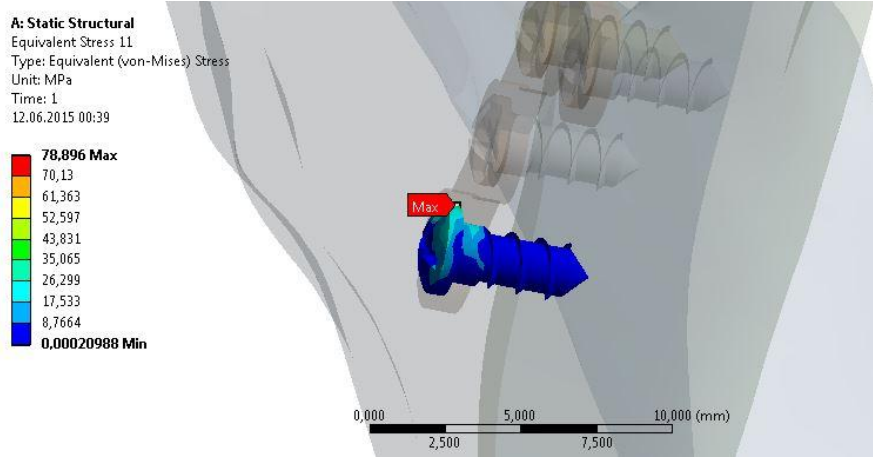


Şekil 3.86. T-A Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları



Şekil 3.87 T-A Tipi Plakta oluşan gerilmeler

Vidalara bakıldığında maksimum gerilme krom kobalt malzemeli (Şekil 3.88.) 6. vidada olduğu (78,89 MPa), buna karşılık en az gerilmenin ise krom kobalt malzemesi ile 1. vidada (3,41 MPa) olduğu belirlenmiştir.



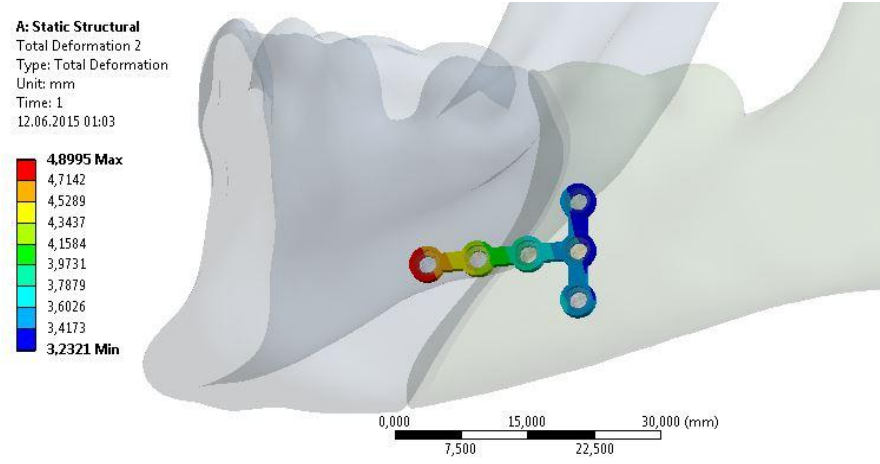
Şekil 3.88. T-A plağın 6. vidasında oluşan gerilme

Çizelge 3.17.' de plak ve vidaların üzerine düşen gerilmeleri maksimum ve minimum olarak görmekteyiz.

Çizelge 3.17. T-A tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

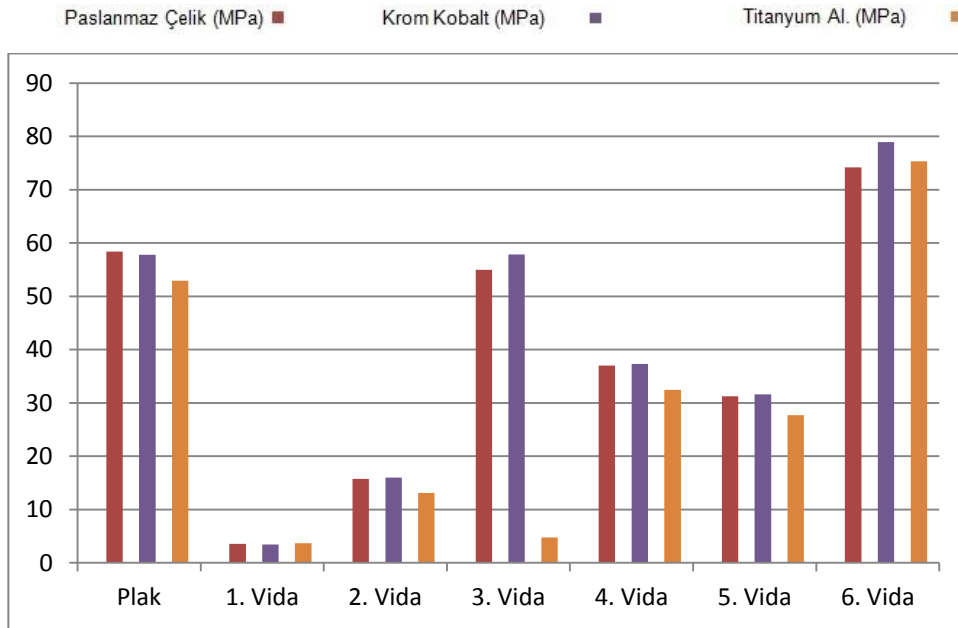
		316 L (MPa)		Krom Kobalt (MPa)		Ti-6Al-4V (MPa)
Plak	Maks.	58.393	Mak	57.777	Maks	53.312
	Min	0.0477	Min	0.0440	Min	0.0166
1. Vida	Maks	3.574	Maks	3.4119	Maks	3.5937
	Min	0.00002	Min	0.00003	Min	0.00001
2. Vida	Maks	15.733	Maks	15.994	Maks	18.733
	Min	0.0001	Min	0.00009	Min	0.00007
3. Vida	Maks	5.4975	Maks	5.7841	Maks	6.7022
	Min	0.00002	Min	0.00002	Min	0.00001
4. Vida	Maks	36.98	Maks	37.289	Maks	32.664
	Min	0.0001	Min	0.0001	Min	0.00099
5. Vida	Maks	31.216	Maks	31.617	Maks	27.731
	Min	0.00082	Min	0.0001	Min	0.00006
6. Vida	Maks	74.169	Maks	78.896	Maks	75.205
	Min	0.0002	Min	0.0001	Min	0.0001

Toplam yer değiştirmeye bakıldığında, 316 L 4,796 mm, Krom Kobalt 4,797 mm, Ti-6Al-4V 4,899mm değerleri elde edilir (şekil 3.89.).



şekil 3.89. T-A plak ile fiksasyonda oluşan deformatsyon

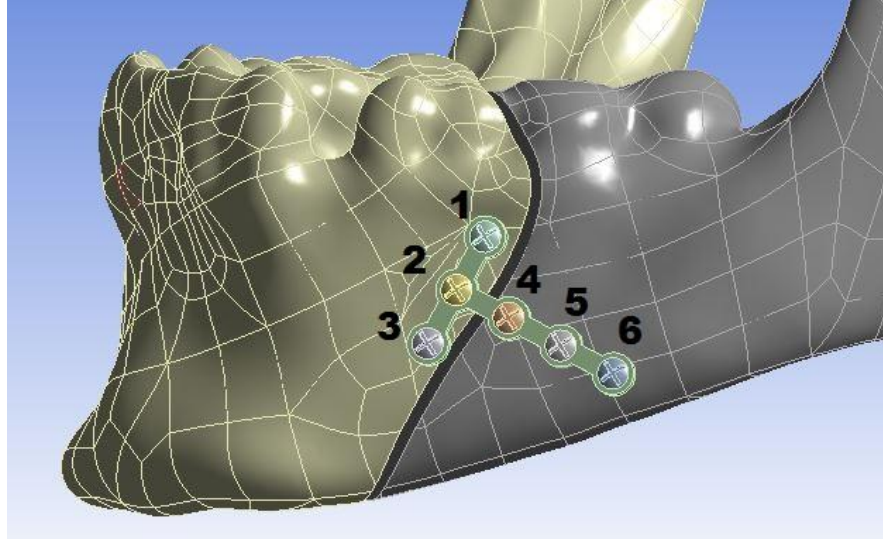
Karşılaştirmalı bir gözlem için şekil 3.90.'da plak ve tüm vidalarda oluşan gerilme değerleri te grafik halinde verilmiştir.



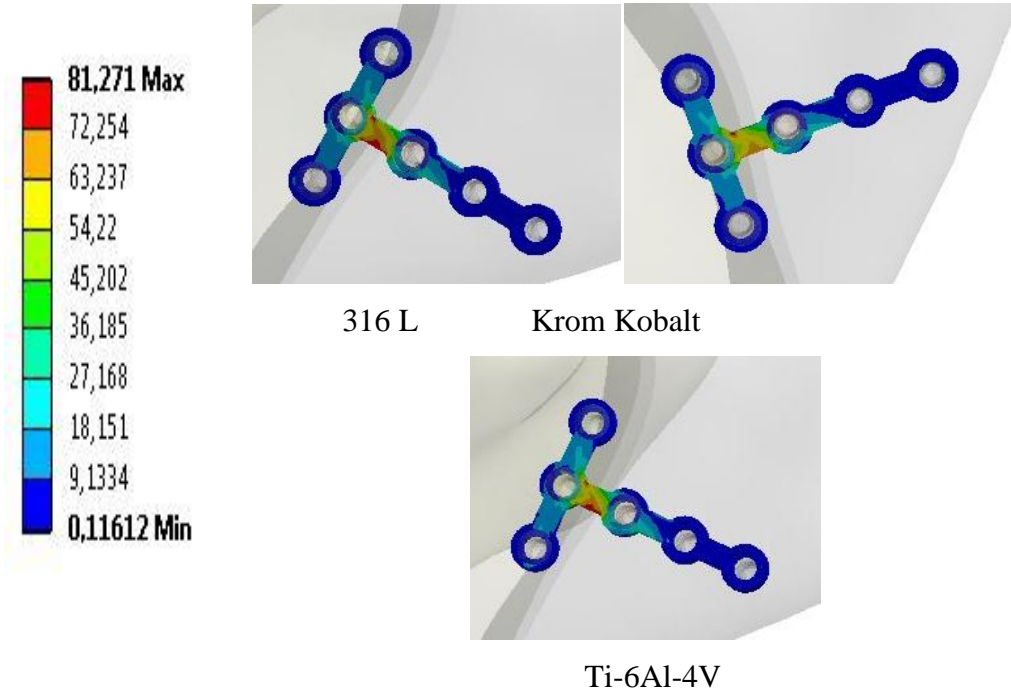
şekil 3.90. T-A plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri (MPa)

3.2.10 T - B Tip Fiksasyonda Oluşan Gerilmeler ve Deformasyon

T-B tipi plağın yerleşim şekli ve vida numaraları Şekil 3.91.' de verilmiştir. T-B geometrili modelden alınan rakamlar; 316 L 81,27 MPa, Krom Kobalt 59,22 MPa, Ti-6Al-4V 54,21 MPa, şeklindedir (Şekil 3.92.).

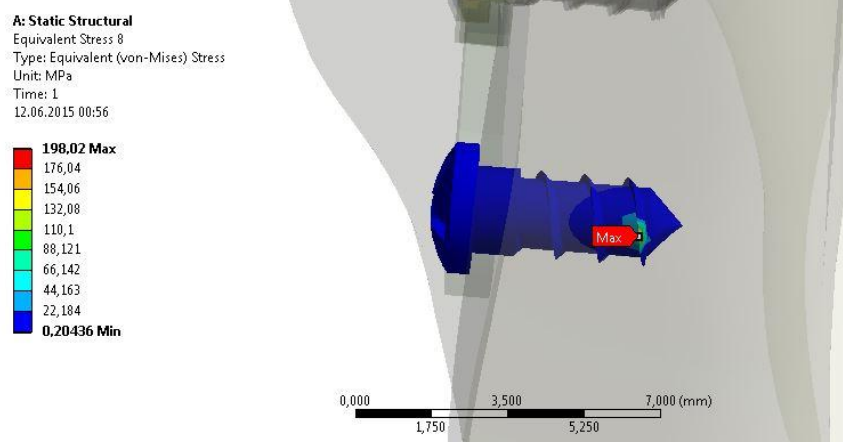


Şekil 3.91. T-B Tipi Plak fiksasyon şekli ve vida numaraları



Şekil 3.92. T-B Tipi Plakta oluşan gerilmeler

Vidalara bakıldığında maksimum gerilme 316 L malzemeli 3. vidada (Şekil 3.93) olduğu (198,02), buna karşılık en az gerilmenin ise titanyum malzemesi ile 1. vidada (11,52 MPa) olduğu belirlenmiştir.



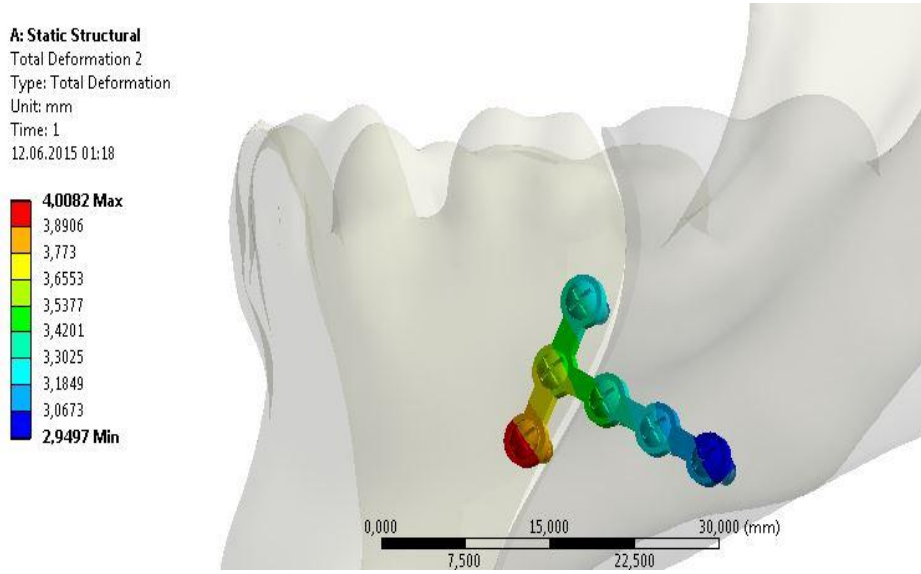
Şekil 3.93. T-B plağın 3. vidasında oluşan gerilme

Çizelge 3.18.' de plak ve vidaların üzerine düşen gerilmeleri maksimum ve minimum olarak görmekteyiz

Çizelge 3.18. T-B tip plak ve fiksatorlerde oluşan tüm gerilmeler

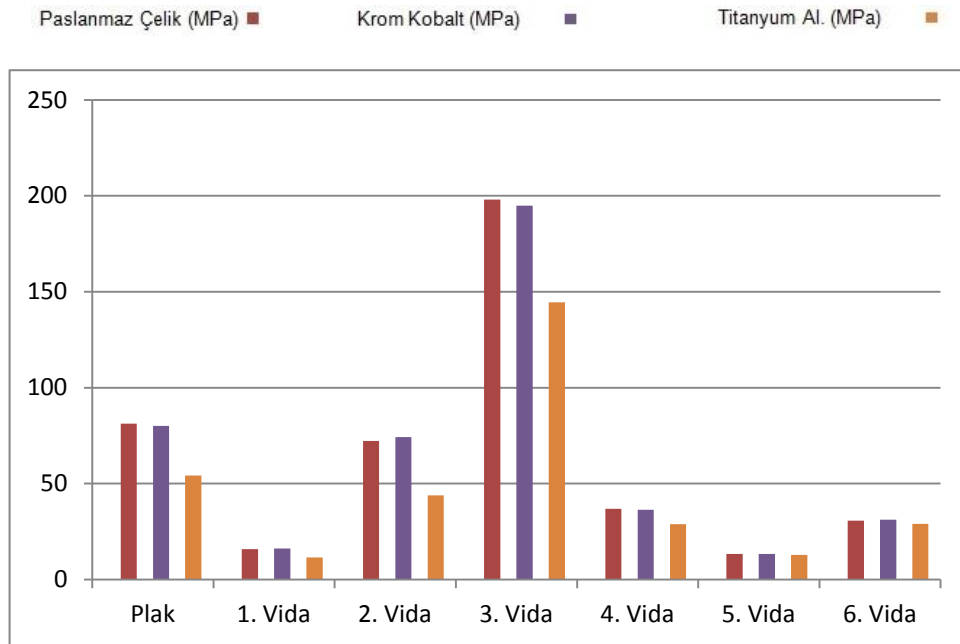
		316 L (MPa)	Krom Kobalt	Ti-6Al-4V (MPa)		
			(MPa)			
Plak	Maks.	81.271	Mak	59.225	Maks	54.219
	Min	0.1161	Min	0.0773	Min	0.1211
1. Vida	Maks	15.868	Maks	11.765	Maks	11.523
	Min	0.1608	Min	0.1312	Min	0.1219
2. Vida	Maks	72.246	Maks	47.493	Maks	43.844
	Min	0.4712	Min	0.5963	Min	0.5766
3. Vida	Maks	198.02	Maks	198.46	Maks	144.55
	Min	0.2043	Min	0.0933	Min	0.1595
4. Vida	Maks	36.854	Maks	24.441	Maks	28.854
	Min	0.5625	Min	0.3494	Min	0.5390
5. Vida	Maks	13.343	Maks	12.573	Maks	12.84
	Min	0.2619	Min	0.0913	Min	0.1127
6. Vida	Maks	30.699	Maks	29.588	Maks	29.096
	Min	0.0473	Min	0.0243	Min	0.0434

Toplam yer değiştirmeye bakıldığında, 316 L 4,0057 mm, Krom Kobalt 4,006 mm, Ti-6Al-4V 4,0082 mm değerleri tespit edilir (Şekil 3.94.).



Şekil 3.94. T-B plak ile fiksasyonda oluşan deformasyon

Karşılaştırmalı bir gözlem için Şekil 3.95.'de plak ve tüm vidalarda oluşan gerilme değerleri grafik halinde verilmiştir.



Şekil 3.95. T-B plaklı fiksasyonda oluşan tüm gerilme değerleri

4 SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada mandibula kırıklarına uygulanan plakların farklı geometri ve her farklı geometri için 3 değişik biyomalzeme (malzemeler titanyum alaşım; Ti₆Al₄V, 316 L, Krom Kobalt) tanımı yaparak sonuçları sonlu elemanlar analizi ile kıyaslanması hedeflenmiştir.

Aynı malzeme ve aynı geometriye sahip plakların farklı kırık seviyelerine fiksasyonunda gerilme ve toplam yer değiştirme miktarları doğal olarak değişiklik göstermektedir. Bu mekanik olarak da beklenen bir durumdur. Bu sonuçlara göre; geometrinin, malzemenin ve kırık hattının yanı sıra uygulanacak fiksasyonun konumu da oldukça önemli olduğu göz önüne alınmalıdır ve bu duruma atıf yapan literatür çalışmaları da genel olarak benzer ifadeleri açıklamaktadır.

Vidalar üzerindeki gerilmeler genel itibari ile vida yivleri üzerinde bulunmuştur. Vida boyutunun değiştirilmesi ve yiv sayılarının farklılaştırılması gerilme ve yer değiştirme sonuçlarına etkisinin olmadığı çeşitli literatür çalışmalarında ifade edilmektedir [66]. Bu çalışma dahilinde elde edilen sonuçlarda bu yönde ifade birliği oluşturmaktadır.

Bu çalışma yada aynı yöntemin kullanıldığı çalışmalarda uygulama ve konumlama şekli, geometrisi ve konumu için kesin bir olumlu yada olumsuz ifade kullanmak hastanın fiziki durumu ve cerrahın uygulama şekli nedeniyle doğru bir yaklaşım olmayacaktır. Bunun yerine gerilme ve yer değiştirme değerlerini en az (minimum) seviyede tutan tespit (fiksasyon) metodunun ifadesi ve nedenleriyle önerilmesi çok daha uygun olacaktır. Gerilmenin artması çene eklemine ve dolayısı ile mandibulaya binen yükün artması anlamını taşımaktadır. Gerilmeyi en alt seviyede tutmak öncelikli amaç olmalıdır. Bunun yanında gerilmelerin plak ve tespit vidaları arasında orantılı olarak dağıtılması bir diğer önemli etkidir. Bu açıklamalar ışığında;

- 1) Simfizis Kırığına çalışma neticesinde elde edilen sonuçlara göre en fazla gerilmenin **Dikdörtgen-B** geometrili plaktadır. En fazla vida gerilmesi ise yine **Kare-A** geometrili plağın fiksasyonunda kullanılan vidada olduğu saptanmıştır.
- 2) Simfizis Kırığına vidalar arası orantısal dağılıma sahip plak **Tek I-B** geometrili plak olduğu tespit edilmiştir.
- 3) Toplam yer değiştirme miktarları Simfizis Kırığının tüm deneyleri için en yüksek değer 5,077 mm ile Titanyum alaşımlı malzemeli **Dikdörtgen- B** modelin olduğu elde edilmiştir.
- 4) Toplam yer değiştirme miktarları Simfizis Kırığına tüm deneyleri için en düşük değer 4,1477 mm ile **I-A** profile sahip 316 L ve krom kobalt malzemeli plakta bulunmuştur.
- 5) Korpus kırığında çalışma neticesinde elde edilen sonuçlara göre en fazla gerilmenin **Y-B** geometrili plakta, en fazla vida gerilmesi ise **T-B** geometrili plağın fiksasyonunda kullanılan 3. vidada olduğu saptanmıştır.
- 6) Korpus kırığında vidalar arası orantısal dağılıma sahip plak **Y-A** geometrili plak olduğu gözlemlenmiştir.
- 7) Toplam yer değiştirme miktarları Korpus kırığının tüm deneyleri için en yüksek değer 5,0774 mm ile **Dikdörtgen-B** modelin Titanyum Alaşımlı malzemedir.
- 8) Toplam yer değiştirme miktarları Korpus kırığının tüm deneyleri için en düşük değer 4,1477 mm ile **I-A** profile sahip Krom Kobalt ve 316 L malzemeli plakta bulunmuştur.

- ✓ Simfizis kırığı için en ideal tespit yönteminin **Tek I-B** geometrili plağın fiksasyonudur. **Kare-A** geometrili plağın kullanıldığı fiksasyonda vidalar üzerine düşen gerilmeler orantılıdır. Fakat **Kare-A** geometrili plakta oluşan vida gerilme değerleri istenilen değerlerin üzerinde çıkmaktadır. Toplam yer

değiştirme miktarına baktığımızda ise 5,077 mm ile tüm plaklar arasında en yüksek değere sahiptir. **Dikdörtgen-B** geometrili plağın kullanıldığı fiksasyonda ise vida ve plak gerilmeleri tüm fiksasyonlar içerisinde en küçük değerlere sahiptir.

- ✓ Simfizis kırığında analizlerde kullanılan malzemelere bakıldığında genel olarak Ti-6Al-4V'nin üstünlüğü görülmektedir
- ✓ Korpus kırığı için en ideal tespit yöntemini **Kare-B** geometrili plağın fiksasyonudur. **Y-A** geometrili plağın vidaları arasındaki orantı **Kare-B** geometrili plak ile benzerlik göstermektedir fakat plak açısından değerlendirildiğinde **Y-A** geometrili plak üzerine düşen gerilmeler daha yüksek olduğundan tercih sebebi değildir. **Kare-B** geometrili plakta ise vidalar arası gerilmeler diğer plaklarla yapılan fiksasyonlara göre daha orantılıdır.
- ✓ Korpus Kırığında **Kare-B** geometrili plaktaki yer değiştirme miktarlarına bakıldığında üç malzeme arasında belirgin bir fark görünmezken gerilme miktarları incelendiğinde titanyum alaşımlı malzemenin daha avantajlı olduğu görülmektedir. Çenenin ısırma ve çiğneme gibi fonksiyonlarını yerine getirirken maruz kaldığı kuvvet etkisi ile belirli oranlarda sehime izin vermesi bu esnada da plağın plastik deformasyona uğramaması gerekir. Yapılan çalışmaların tümünde bu sınıra yaklaşılmamıştır. Toplam yer değiştirme miktarları tüm deneyler için en fazla Titanyum alaşımlı malzemede görülmüştür. Sağlıklı mandibula üzerinde bu değer 3.70 mm olarak bulunmuştur.

Gelecekte yapılacak çalışmalar için öneriler

Gelecekte yapılacak çalışmalarda aşağıda verilen öneriler ile mandibula implant tasarımları için daha iyi sonuçlar alınabileceği düşünülmektedir.

- ✓ ANSYS Explicit yöntemi kullanılarak oluşturulan mandibula modellerinde meydana gelen deformasyonlar ve kırılmalar tespit edilebilir.
- ✓ Yumuşak doku, bağlar ve implantta meydana gelen deformasyonlara ve eşdeğer gerilmelere de yumuşak dokuların modellenmesi ile elde edilecek 3B

model üzerinden yorum yapılabilir.

- ✓ Çene ekleminin farklı cerrahi kesileri normal model ile kıyaslanabilir.
- ✓ Tasarlanan implantın etkinliğinin test edilebilmesi için implantın üretilmesi sonrasında kemik özelliği göstren modeller (gerçek modeller) üzerinde deneysel çalışma yapılabilir.

5 KAYNAKLAR

- 1 Ozgenel GY, Bayraktar A, Ozbek S, Akin S, Kahveci R, Ozcan M. [A retrospective analysis of 204 mandibular fractures]. *Ulus Travma Acil Cerrahi Derg* **2004**;10(1):47-50.
- 2 Us A. K., *Kırıklar Hakkında Genel Bilgiler Ve Tedavi İlkeleri, Ders Notları*, Ankara, (2012).
- 3 Demir G., Bingöl N., Karagöz S., *İlk Yardım Kaynak Kitabı*, Türk Hava Kurumu Matbaası, Ankara, (2007).
- 4 T.C. Sağlık Bakanlığı Ankara İl Sağlık Müdürlüğü Acil Sağlık Hizmetleri Şubesi, *Temel İlk Yardım Uygulamaları Eğitim Kitabı*, Ankara, (2006).
- 5 Alpert B, Engelstad M, Kushner GM. Invited review: small versus large plate fixation of mandibular fractures. *J Craniomaxillofac Trauma*. **1999**;5: 33-9.
- 6 Gökcan M., Yorulmaz İ., Meço C., *Mandibula Fraktürleri*, Ankara Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Kbb A.B.D. Dergisi, (2009) Cilt 8, Sayı 1.
- 7 Oguz, Y., Saglam, H., Dolanmaz, D., Uckan, S. 2011. "Comparison of Stability of 2.0 mm Standard and 2.0 mm Locking Mini Plate/Screws for the Fixation of Sagittal Split Ramus Osteotomy On Sheep Mandibles," *British Journal of*
- 8 Takahashi, H., Moriyama, S., Furuta, H., Matsunaga, H., Sakamoto, Y., Kikuta, T. 2010. "Split Ramus Osteotomy Fixed with Resorbable Compared with Titanium Bicortical Screws in Mandibles of Sheep," *Head & Face Medicine*, 6:4,
- 9 Chuong, C., Borotikar, B., Schwartz-Dabney, C., Douglas Sinn, P. 2005. "Mechanical Characteristics of the Mandible After Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomy: Comparing 2 Different Fixation Techniques," *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons J Oral Maxillofac Surg*, 63:68-76.

- 10 Grahramanzadeh ASL, H., Kovacı, H., Kaymaz, İ., Alsaran, A., Çelik, İ., “Çene kırıklarında kullanılan mini plakların koyun çenesi üzerinde yerleştirilmesinin simülasyonu ve FEM ile gerilme analizi” TİSKON 2011, Samsun, 31-39, 2011
- 11 Cumhur, M., *Temel Anatomi*, 1.bs. ODTÜ Geliştirme Vakfı Yayıncılık ve İletişim A.Ş. -METU PRESS-, Ankara, (2001)
- 12 Esen A., Mandibula Angulus Fraktürlerinde Titanyum Ve Rezorbe Olabilen Plak Ve Vida Fiksasyonlarının Stabilitelerinin Karşılaştırılması, *Doktora Tezi*, Selçuk Üniversitesi, (2008).
- 13 Ayalı A., Mandibular Angulus Bölgesi Favorable Ve Unfavorable Fraktürlerinde Uygulanan Farklı Fiksasyon Metotlarının Biyomekanik Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, Yakın Doğu Üniversitesi, (2012).
- 14 Bayram B., Mandibular Açık Kırıklarında Rezorbe Olabilen Ve Titanyum Plak Fiksasyonlarının Stabilitelerinin Karşılaştırılması, *Doktora Tezi*, Başkent Üniversitesi, (2007).
- 15 Dingman R. O, Natvig P. (1964).Surgery of facial fractures. Philadelphia, WB Saunders, p.:143-144
- 16 Ömezli M., Dayı E., Ayrancı F., Kaya G., Mandibular Condyle Fractures And Treatment Methods, Cumhuriyet Dent J., (2011) 15(1):63-70.
- 17 Çizmeci M., Karabulut A., Mandibula Kırıkları Ve Tedavi Prensipleri. *Ulusal Travma Dergisi*, (1999) Cilt 5, Sayı 3.
- 18 Gökcan M., Yorulmaz İ., Meço C., Mandibula Fraktürleri, Ankara Üniversitesi, Tıp Fakültesi, *Kbb A.B.D. Dergisi*, (2009) Cilt 8, Sayı 1.
- 19 İrkören S., Sivrioğlu N., Bulut B., Sonel A., Ceylan E. Üç Yıl İçerisinde Opere Edilen 63 Mandibula Fraktürü Olgusunun Retrospektif Analizi. *Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, (2011) Cilt 12, Sayı 3

20 Çetingül E., Çocuklarda Alt Çene Kırıklarının Protez Şineler Ve Perimandibuler Ligatürlerle Tedavileri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (1977) Cilt 2, Sayı 1.

21 Akdemir K., Çocuklarda Alt Çene Kırıkları Ve Tedavi Şekilleri, *Bitirme Tezi*, Ege Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, (2007).

22 Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R. Principle and stability of locking plates. *Keio J Med* 52(1):21-24, 2003.

23 Alpert B, Gutwald R, Schmelzeisen R. New innovations in craniomaxillofacial fixation: the 2.0 lock system. *Keio J Med* 52(2):120-127, 2003.

24 Haug RH, Street CC, Goltz M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *J Oral Maxillofac Surg* 60(11):1319-1326, 2002

25 Ellis E 3rd, Graham J. Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 60(6):642-645, 2002.

26 Collins CP, Pirinjian-Leonard G, Tolas A, Alcalde R. A prospective randomized clinical trial comparing 2.0-mm locking plates to 2.0-mm standard plates in treatment of mandible fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 62(11):1392-1395, 2004.

27 Chiodo TA, Ziccardi VB, Janal M, Sabitini C. Failure strength of 2.0 locking versus 2.0 conventional Synthes mandibular plates: A laboratory model. *J Oral Maxillofac Surg* 64(10):1475-1479, 2006.

28 Mutlu B., Kurt M., Kırık Kemik Tedavilerinde Kullanılan Fiksatorlerin Mekanik Özellikleri Ve Üç Değişik Malzemedden Yapılmış Halka Tipi Fiksatorlerin Mekanik Testleri, *Mühendis Ve Makina*, (2005) Cilt: 46 Sayı: 543,

29

http://www.medicine.ankara.edu.tr/surgical_medical/orthopaedics/turkish/kadro/kus/khkb.htm (Erişim Tarihi: 21 Haziran 2014).

30 <http://orthoinfo.aaos.org/all.cfm> (Erişim Tarihi: 9 Ağustos 2014).

- 31 <http://lokman.cu.edu.tr/ercan/ilizarov/ileri/tasarim.htm> (Erişim Tarihi:14 Nisan 2014).
- 32 <http://cuort.kolayweb.com/449291554685.htm> (Erişim Tarihi: 21 Haziran 2014)
- 33 <http://www.biltek.tubitak.gov.tr/postervekitapciklar/biyomalzemeler.pdf>
- 34 Bilim Ve Teknik Dergisi, Sayı 416, Sayfa 2-3, Temmuz (2002).
- 35 Cömert,Z.Y.,Cömert, I.,Bakkaloğlu.A., (2006, Nisan). Toz Metalurjisinde Kullanılan Biyomalzemeler. 11th International Materials Symposium. 11th International Materials Symposium, (pp. 161-165).
- 36 Güven Ş.Y., Delikanlı,K.; 2006, "*Metalik Biyomalzemelerde Son Gelişmeler*", Timak-Tasarım İmalat Analiz Kongresi, 26-28 Nisan 2006 , Balıkesir Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Balıkesir, *Bildiriler Kitabı* S.362-369
- 37 Ulm C., Solar P., Blahaut R. (1992) Reduction Of The Compact And Cancellous Bone Substances Of The Edentulous Mandible Acused By Resorbtion. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 74:131-136.
- 38 Meyer U., Vollmer D., Runte C., Bourauel C., Joos U. (2001). Bone Loading Pattern Around İmplants İn Average And Atrophic Edentulous Maxillae: A Finite-Element Analysis. J Cranio Maxillofac Surg **29**: 100-105.
- 39 Balathoğlu A. (2000) Akrilik Kaide Ve Yumuşak Astarlı Tam Protezlerde Ve Destek Dokularında Gerilme Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi İle İncelenmesi. *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul.
- 40Uçkan, S.: Mandibulada kırık öncesi, sonrası stres dağılımı tayini ve miniplakvida stres analizleri,1990, 2.
- 41 Atik F., Mandibula Kırıklarında Kullanılan Plak-Fiksatorlerin Malzeme Ve Geometri Farklarının Kırık Tiplerine Göre Kıyaslanması, *Yüksek Lisans Tezi*, Düzce Üniversitesi, (2013).

- 42 As N. T., Fasiyal Kırık Etyolojilerinin Retrospektif Analizi, *Uzmanlık Tezi*, Haydarpaşa Numune Eğitim Ve Araştırma Hastanesi, (2008).
- 43 Açıklık C., Saray A., Yılmaz K., Yeniden Ameliyat Gerektiren Maksillofasiyal Travma Olgusu, *Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, (2011) Cilt:2 Sayı:2
- 44 Şirin Y., Said M., Limani E., Soley S., The Influences Of Two Sagittal Split Osteotomy Techniques On The In Vitro Biomechanical Stability Of Titanium Plates, *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (2011) Cilt: 45, Sayı: 3.
- 45 Alınçık G., Farklı Seviyelerde Uygulanmış İmplantlar Üzerine Yapılan Mandibular Overdenture Protezlerin Oluşturduğu Streslerin İncelenmesi, *Doktora Tezi*, Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2011)
- 46 Deniz K., Mandibula Angulus Kırıklarında Farklı Kırık Tiplerinin Titanyum Plak Ve Vida Fiksasyonunun Stabilitesine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analiziyle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2011).
- 47 Müftüoğlu G., Mandibuler Lateral Defektlerde Kilitli Ve Kilitli Plak Ve Vida Sistemlerinin Üç Boyutlu Modelleme Ve Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi, *Doktora Tezi*, Başkent Üniversitesi, (2013).
- 48 Çilingir A., Geleneksel Ve İmplant Destekli Alt Tam Protezlerde Alt Çeneye Gelen Gerilmelerin Deneysel Ve Sayısal Yöntemlerle Analizi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2005).
- 49 Balathoğlu A., Akrilik Kaideli Ve Yumuşak Astarlı Tam Protezlerde Ve Destek Dokularında Gerilme Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Eleman Gerilme Analizi İle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2000).
- 50 Oğuz Y., Kilitli Vida Ve Plak Sisteminin Sagittal Split Ramus Osteotomisinde Kullanılmasının Üç Boyutlu Modelleme Ve Sonlu Elemanlar Analiziyle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, Başkent Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, (2007)

51 Arat Z., Mandibular İmplant Destekli Hareketli Protezlerde İmplant Sayısı Ve Tutucu Türünün Kemikteki Stres Dağılımlarına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2010).

52 Sancaklı E., Alt Dişsiz Çenede Bar Destekli İmplant Üstü Protezlerin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2006)

53 Ünal D., “Tıpta Kullanılan Görüntüleme Teknikleri”, *Yüksek Lisans Tezi*, Gazi Üniversitesi Gazi Eğitim Fakültesi Orta Öğretim Fen ve Matematik Alanları Eğitimi Bölümü, Ankara, (2008).

54 Özkan, A., “İnsan Diz Mekanizmasının Bilgisayar Destekli Üç Boyutlu Modellenmesi ve Kinematik Analizi”, *Doktora Tezi*, Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Eğitimi ABD, Kocaeli, (2010).

55 Çelik T., Trokanterler Arası Femur Kırıklarında Dinamik Kalça Çivisinin Yerleşim Konumuna Göre Gerilme Dağılımı, *Yüksek Lisans Tezi*, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, (2012)

56 Türker, M. ve Yücetaş, Ş., Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi, (3.bs), Özyurt Matbaacılık (2004).

57 Locking versus nonlocking plates - Advantages to a locking plate/screw system, İnternet Sitesi; <https://www2.aofoundation.org>

58 Materialise, “User Manual Book”, www.materialise.com, (Erişim Tarihi: 01 Haziran 2012).

59 Geomagic “User Manual Book”, www.geomagic.com, (Erişim Tarihi: 21 Temmuz 2012).

60 Titamed Firma Katalog Bilgileri, www.titamed.be/products/abg-series/b-series/ (Erişim Tarihi: 11 Eylül 2012)

61 Mr. Currette Tech Firma Katalog Bilgileri,
www.mrcurette.co.kr/product/epart4_7.html (Erişim Tarihi:11 Eylöl 2012)

62 Trimed (Üçmed) Firma Katalog Bilgileri, www.trimed.com.tr/p_01.asp#2 (Erişim Tarihi:11 Eylöl 2012)

63 Atik F., Özkan A., Uygur İ., İnsan Uyluk Kemiği Ve Kalça Protezinin Gerilme Ve Deplasman Davranışının Kıyaslanması, Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, (2012), Cilt: 16 Sayı: 3, 249-253

64 Saruhan H., İleri Mukavemet, Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, *Ders Notları* 1. Kısım, (2012)

65 Akıllı Y., Farklı Materyallerden Yapılmış İmplant Ve Üst Yapılarının Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi İle İncelenmesi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2010)

66 Karakaya İ., Maksillada Kullanılan Farklı Geometrilerdeki Mikroimplantların Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle Üç Boyutlu İncelenmesi, *Doktora Tezi*, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, (2011)

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÖZDER Uğur
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 03.12.1987- İstanbul
Telefon : 0555 623 20 08
E-posta : ugurozder@hotmail.com.tr

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek Lisans	Düzce Üniversitesi - Fen Bilimleri Enstitüsü <i>İmalat Mühendisliği</i>	
Lisans	Düzce Üniversitesi - Teknik Eğitim Fakültesi <i>Tasarım ve Konstrüksiyon Öğretmenliği</i>	2010
Lise	Otakçılar Lisesi Fen Bilimleri	2005

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2011-2012	Ayel Endüstriyel Yıkama Sistemleri	Tasarım Sorumlusu

Yayınlar

- Özkan A., Atik F., Baba F., Özder U., Püsür M., Material Comparisons Of Mandibular Square Type Plate Fixators, Journal of Engineering Research and Applied Science, (2013), Sayı: 2, 154-160

