

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**MİNİPLAKLARIN AĞIZ İÇİNE CERRAHİ YÖNTEME BAŞVURULMADAN
YERLEŞTİRİLMESİ İÇİN GELİŞTİRİLEN YENİ BİR UYGULAMA: 3-
BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ İLE UYGULAMANIN
ETKİNLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Volkan AYKAÇ

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Mehmet Çağrı ULUSOY

ANKARA

Kasım 2013

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**MİNİPLAKLARIN AĞIZ İÇİNE CERRAHİ YÖNTEME BAŞVURULMADAN
YERLEŞTİRİLMESİ İÇİN GELİŞTİRİLEN YENİ BİR UYGULAMA: 3-
BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ İLE UYGULAMANIN
ETKİNLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Volkan AYKAÇ

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Mehmet Çağrı ULUSOY

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından SBE-03/2012-12 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA

Kasım 2013

KABUL ve ONAY

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİLLER	v
TABLolar	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1 Ortodontide Kuvvet	2
2.2. Ankraj	3
2.2.1. Ankraj (Anchorage) Tipleri	3
2.2.2. Çeneiçi (İntramaksiller) Ankraj	3
2.2.3. Çenelerarası (İntermaksiller) Ankraj	5
2.2.4. Ağızdışı (Ekstraoral) Ankraj	5
2.2.5. Çekim Boşluğu Kullanımına Göre Ankraj Sınıflaması	6
2.3. Kemik Fizyolojisi	7
2.4 Stabilité	9
2.5. Ortodontide İmplantların Kullanımı	10
2.6. Ortodontik Geçici Ankraj Aygıtları Komplikasyonları	12
2.7. Mekanikte Bazı Temel Kavramlar	14
2.7.1 Gerilme (Stres):	14
2.7.2. Gerinim (Strain):	16
2.7.3. Elastisite Modülü (Young's Modulus):	17
2.7.4. Poisson Oranı:	18

2.8 Gerilme Analiz Yöntemleri.....	18
2.9 Sonlu Elemanlar	19
2.10 Ortodontide Sonlu Elemanlar Stres Analizi	22
2.10.1 Fonksiyonel Tedavi Mekanikleri	22
2.10.1.a Aktivatör	22
2.10.1.b Maxiller Protraksiyon.....	23
2.10.1.c Head-Gear	25
2.10.1.d Chin-Cup (Çenelik)	25
2.10.1.e Sabit Fonksiyonel.....	26
2.10.2 Sabit Tedavi Mekanikleri	27
2.10.3 Rapid Palatal Ekspansiyon (RPE)	28
2.10.4 Mini-vida / Mini-implant.....	32
2.10.5 Distraksiyon Osteogenezisi	33
2.10.6 Ortognatik Cerrahi	34
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	36
3.1. Kemik Blok Modellenmesi	36
3.2. Mini-Vida Modellenmesi	36
3.3. MIR Modellenmesi	39
3.4. Plak Modellenmesi	40
3.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi	40
3.5.1. Materyal Özellikleri	41
3.5.2. Sınır Koşulları	41
3.6. Senaryoların Oluşturulması.....	42

3.6.1. Senaryo 1	42
3.6.2. Senaryo 2	46
3.6.3. Senaryo 3	50
3.6.4. Senaryo 4	54
3.7. Modellerde Kuvvetin Uygulanması.....	58
4. BULGULAR.....	70
4.1. Von Mises Gerilmesi Genel Görünümü.....	71
4.2. Kortikal Kemikte Oluşan Von Mises Gerilmesi.....	76
4.3. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme	90
4.4. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme.....	104
4.5. Spongiyoz Kemikte Oluşan Von Mises Gerilmesi	118
4.6. Spongiyoz Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme	126
4.7. Spongiyoz Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme.....	134
4.8. Mini-vidada Oluşan Von Mises Gerilmesi	142
4.9. MIR’da Oluşan Von Mises Gerilmesi	150
4.10. Plakta Oluşan Von Mises Gerilmesi.....	156
5. TARTIŞMA	163
6. SONUÇLAR	181
7. ÖZET	182
8. SUMMARY	184
9. KAYNAKLAR	186
10. TEŞEKKÜR	212
11. ÖZGEÇMİŞ.....	213

ŞEKİLLER

Şekil 1: Bir elemana etkiyen gerilme tipleri	14
Şekil 2: Bir gerilme elemanına etki eden normal ve kesme kuvvetler	15
Şekil 3: Von Mises gerilmesinin hesaplanması.....	16
Şekil 4: Mini-Vida Boyutları.....	37
Şekil 5: Mini-vida yiv başlangıcı ile boyun arası mesafe.....	38
Şekil 6: MIR detay.....	39
Şekil 7: Plak Boyutları	40
Şekil 8: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, genel görünüm	43
Şekil 9: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, kesit görünümü.....	44
Şekil 10: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, kesit görünümü yiv detayı	45
Şekil 11: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, genel görünüm	47
Şekil 12: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, kesit görünümü.....	48
Şekil 13: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, kesit görünümü yiv detayı	49
Şekil 14: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, genel görünüm.....	51
Şekil 15: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, kesit görünümü	52
Şekil 16: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, kesit görünümü yiv detayı	53
Şekil 17: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, genel görünüm.....	55
Şekil 18: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, kesit görünümü.....	56
Şekil 19: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, kesit görünümü yiv detayı	57

Şekil 20: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, genel görünümde kuvvet uygulama doğrultusu	59
Şekil 21: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, genel görünümde kuvvet uygulama doğrultusu	60
Şekil 22: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, genel görünümde kuvvet uygulama doğrultusu	61
Şekil 23: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, genel görünümde kuvvet uygulama doğrultusu	62
Şekil 24: Blok kemik modeli, yakın görünümde kuvvet uygulama doğrultusu	63
Şekil 25: Kuvvet yönü ve kuvvet tersi yönü doğrultusunda ölçüm yapılan 4'er adet "node"un temsili gösterimi.....	65
Şekil 26: Kuvvet yönü doğrultusunda ölçüm yapılan 4 adet "node"un yakın görüntü üzerinde gösterimi (kuvvet yönü doğrultusunun iki yanından ikişer adet).....	67
Şekil 27: Kuvvet yönünden sapan en yüksek streslerin görseli	69
Şekil 28: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, genel görünümde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	72
Şekil 29: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, genel görünümde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	73
Şekil 30: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, genel görünümde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	74
Şekil 31: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, genel görünümde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	75
Şekil 32: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	77
Şekil 33: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgelerin yakın görüntüsü.....	78
Şekil 34: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler.....	80
Şekil 35: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgelerin yakın görüntüsü.....	81

Şekil 36: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	83
Şekil 37: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	84
Şekil 38: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	85
Şekil 39: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	87
Şekil 40: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	88
Şekil 41: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	89
Şekil 42: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler	91
Şekil 43: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü	92
Şekil 44: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler	94
Şekil 45: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü	95
Şekil 46: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler	97
Şekil 47: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde maksimum asal gerilme izlenen bölgeler	98
Şekil 48: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde maksimum asal gerilme izlenen bölgeler	99
Şekil 49: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler	101

Şekil 50: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde maksimum asal gerilme izlenen bölgeler	102
Şekil 51: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde maksimum asal gerilme izlenen bölgeler	103
Şekil 52: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler.....	105
Şekil 53: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü	106
Şekil 54: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler	108
Şekil 55: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü.....	109
Şekil 56: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler.....	111
Şekil 57: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde minimum asal gerilme izlenen bölgeler.....	112
Şekil 58: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde minimum asal gerilme izlenen bölgeler	113
Şekil 59: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler.....	115
Şekil 60: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde minimum asal gerilme izlenen bölgeler	116
Şekil 61: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde minimum asal gerilme izlenen bölgeler	117
Şekil 62: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler.....	119
Şekil 63: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler.....	121

Şekil 64: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, spongiyoz kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	123
Şekil 65: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, spongiyoz kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	125
Şekil 66: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler	127
Şekil 67: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler	129
Şekil 68: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, spongiyoz kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler	131
Şekil 69: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, spongiyoz kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler	133
Şekil 70: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler	135
Şekil 71: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler .	137
Şekil 72: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, spongiyoz kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler	139
Şekil 73: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, spongiyoz kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler	141
Şekil 74: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, vidada von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	143
Şekil 75: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, mini-vidada von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	145
Şekil 76: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, mini-vidada von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	147
Şekil 77: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, mini-vidada von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	149
Şekil 78: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, MIR üst yüzeyinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	151
Şekil 79: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, MIR alt yüzeyinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	152

Şekil 80: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, MIR üst yüzeyinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	154
Şekil 81: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, MIR alt yüzeyinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	155
Şekil 82: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, plakta von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	157
Şekil 83: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, plakta von Mises gerilmesi izlenen bölgeler	159

TABLÖLAR

Tablo 1: Senaryolarda kullanılan düğüm ve eleman sayıları	41
Tablo 2: Senaryolarda kullanılan Young modülleri ve Poisson oranları ...	41
Tablo 3: Kortikal kemikte oluşan gerilmeler	160
Tablo 4: Spongiyöz kemikte oluşan gerilmeler	161
Tablo 5: Mini-vida, MIR ve plakta oluşan gerilmeler	162

1. GİRİŞ

Ortodontik tedavilerde ankraj amaçlı implant kullanımı son yıllarda hasta kooperasyonu gerektirmemesi, kullanım rahatlığı, cerrahi olarak yerleştirilmelerinin ve çıkartılmalarının kolay olması, estetik avantajları ve tedavi ücretlerinin dental implantlara göre daha düşük olması nedeniyle tercih edilmektedir.

Günümüzde mini-vidalar ve mini-plaklar pek çok ortodontik ve ortopedik tedavide kullanılmaktadır. Yapılan pek çok çalışma, bu tip geçici ankraj yöntemlerinin yan etkilerini ve olumlu katkılarını göz önüne sermiştir.

Farklı yöntemlerle yerleştirilecek mini-vida ve mini-plak stabiliteilerinin oluşan stres dağılımları ve kullanım başarısına etkileri açısından değerlendirilmesi; mini-plakların ağız içinde cerrahi bir operasyon içermeyen yerleştirilebilmesinin klinik uygulamalara fayda sağlayacağı düşünülmektedir.

Bu çalışmanın amacı; farklı ankraj aygıtlarıyla kurulan mekaniklerde, ortodontik ankraj amaçlı kullanılan mini-vida ve mini-plakların üzerine uygulanan kuvvetler sonucunda, ankraj aygıtları ve çevresindeki kemik yapı üzerinde oluşan gerilmeleri 3-boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmektir. Bu çalışma mini-plakların mini implant ring (MIR) platform üzerinde yerleştirilmesinin vida çevresindeki kortikal kemik dokuya iletilen kuvveti etkileyebileceği hipotezi üzerine kurulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Ortodontide Kuvvet

Ortodontide kuvvetin, gerilimin ve gerinim çok önemli bir yeri vardır. Bireyin büyüme gelişiminin en başından itibaren vücut içerisinde oluşan kuvvetler, stresler bireyin morfolojisini belirlemektedir. Moss'un "kemikler büyümmez, büyütülür" diyerek tanımladığı fonksiyonel matriks teorisi, çevre dokuların kemikler üzerindeki basınç ve gerilimlerinin kemiklerin morfolojisinde büyüme ve gelişiminde rol oynadığını tanımlamaktadır.¹ Güncel bilgilerimiz genlerimizin büyüme gelişim sürecinde esas belirleyici olduğunu göstermektedir, çevresel faktörler ise büyüme gelişimi etkileyebilen etkenlerdir. Fonksiyonel çene ortopedisi dışarıdan uygulanan kuvvetler ile hücre faaliyetlerinin değiştirilebileceğine ve bu kuvvetler ile gelişimin yönlendirilebileceğine dayanmaktadır.

Kemiklerde mekanik kuvvetler ile oluşturulan ve korunan, form ve fonksiyonun ilişkisi Wolff'un yasası ile oluşturulmuştur. Wolff 1892 yılında yayınladığı kitabında dışardan uygulanan kuvvetler ile kemiğin mimarisini oluşturma ve adapte edebilme kapasitesi olduğundan bahsetmiştir. Wolff kuvvet, basınç ve gerilim dağılımının kemiğin şeklini ve yapısını değiştirebileceğini söylemiştir. Roux kemiğin trabeküler mimari yapısının yeni fonksiyonel ihtiyaçlara adaptasyon kabiliyetinin hücresel düzeyde mekanik stimuluslar sayesinde olduğunu ifade etmiştir. Frost osteoblastlar ve osteoklastların, lokal kemik kütlesi üzerine etkileyen mekanik kuvvetin oluşturduğu gerilimin kontrolü altında olduğunu belirtmiştir (mekanostatik teori). Genel olarak; gerilimin büyüklüğünün, uygulanan kuvvetin sıklığının ve uygulama süresinin kemik metabolizmasının cevabını etkilediği düşünülmektedir.²

Mekanik uyarıların, kemik üzerine etki eden kuvvetlerin kemik içerisinde nasıl dağıldığını nerelere ne şiddette etki ettiğini, streslerin nerelerde biriktiğini görebilmek ve anlayabilmek için farklı kuvvet analiz yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Bu analiz yöntemleri

mühendisliğin, uygulamalı matematiğin ve benzer branşların geliştirip uyguladığı yöntemlerdir. Bu yöntemler günümüzde biyomekanik sistemlerin incelenmesi ve anlaşılmasında sıklıkla kullanılmakta ve birçok alanda olduğu gibi ortodonti alanında da anlaşılması güç kuvvet dağılımlarını anlaşılır halde bizlere sunmaktadır.

2.2. Ankraj

2.2.1. Ankraj (Anchorage) Tipleri

Ankraj; önce ağız içi (intraoral) ve ağızdışı (ekstraoral) ankraj olmak üzere iki ana gruba ayrılarak incelenebilir. Ağız içi ankrajda; çene içi (intramaksiller) ve çenelerarası (intermaksiller) ankraj olmak üzere tekrar ikiye ayrılarak incelenebilir.³

2.2.2. Çene içi (İntramaksiller) Ankraj

Çene içi ankraj, aynı çenedeki dişlerin hareketine karşı olan dirençtir. Bu direncin kaynağı dişler ve dişlerin köklerini saran alveol kemiğinin ortodontik kuvvet karşısında harekete karşı gösterdiği tepkidir. Harekete karşı alveol kemiğinin direncini etkileyen bir çok faktör vardır. Alveol kemiğinin kompakt veya spongiyöz yapısı, kemiğin genç veya yaşlı oluşu, kemik yoğunluğu, kemikteki hücre sayısının az veya çok oluşu ve ortodontik kuvvetin şiddeti, diş hareketine karşı olan direnci etkileyen faktörlerdir. Kompakt, yaşlı, yoğunluğu fazla ve hücre sayısı az olan kemikte diş hareketine karşı olan direnç fazladır. Ortodontik kuvvetin şiddetinin fazla olması sonucu meydana gelen “hiyalinizasyon” ve “indirekt kemik rezorpsiyonu” da diş hareketini geciktirmekte, dolayısıyla direnci arttırmaktadır. Ayrıca periodonsiyumun durumu, genç veya yaşlı oluşu, hücreden fakir veya zengin oluşu, ankiloz durumu ankrajı etkilemektedir. Endojen faktörler de ankrajı etkilemektedir.³

Çeneiçi ankrajı şöyle sınıflayabiliriz: ³

Basit Ankraj (Simple Anchorage): Bir dişe devrilme hareketi (tipping) yaptıracak şekilde bir ortodontik kuvvet uygulandığında harekete karşı koyan dirence basit ankraj denilmektedir.

Sabit ankraj (Stationary Anchorage): Bir dişin paralel hareketine karşı olan dirençtir. Dişin paralel hareketi için devrilme hareketi (tipping) oluşturan ortodontik kuvvetten başka dişin yalnız kron kısmının hareket etmesi, kökünde hareket ederek paralel diş hareketi oluşması için diş kökü üzerine ayrıca bir dönme momenti uygulamak gerekir. Dişin paralel hareketine karşı direnç, dişin devrilme hareketine karşı olan dirençten daha fazla olup dişin paralel olan hareketi zor, dişin devrilme hareketi ise kolaydır.

Karşılıklı Ankraj (Reciprocal Anchorage): İki dişin birbirine karşı hareket ettirilmesinde hareket eden bölgenin aynı zamanda kuvvetin destek aldığı ankraj bölgesi olma durumuna karşılıklı ankraj denilmektedir. Karşılıklı ankrajı da diş hareketinin cinsine göre ikiye ayırmak mümkündür. Karşılıklı ankrajda dişler devrilme hareketi (tipping) yaparak hareket ediyorlarsa basit karşılıklı ankraj (simple reciprocal anchorage), dişler paralel hareket yapıyorlarsa sabit karşılıklı ankraj (stationary reciprocal anchorage) söz konusudur. Dişlerin eksen eğimleri, apeksleri birbirine yakın kronları birbirinden uzak durumda ise basit karşılıklı ankraj uygulanabilir. Dişlerin eksen eğimleri birbirine paralel veya apeksleri birbirinden uzak, kronları birbirine yakın durumda ise sabit karşılıklı ankraj uygulanır.

Birleşik Ankraj (Compound Anchorage): Diş hareketi için ortodontik kuvvetin destek aldığı bölgede birden fazla dişin direncinden yararlanmaya birleşik ankraj denilmektedir. Birleşik ankraj da basit birleşik ankraj ve sabit birleşik ankraj olarak alt sınıflara ayrılabilir.

2.2.3. Çenelerarası (İntermaksiller) Ankraj

Çenelerarası Ankraj denilince sınıf II veya sınıf III elastiklerin kullanılması akla gelmektedir. Çenelerarası ankraja şu nedenlerle gerek duyulmaktadır: ³

1. Çenelerarası ankraja, karşı çenede diş hareketi yaptırmak amacıyla gereksinim olabilir.
2. Çenelerarası ankraj, bir bölgenin direncini, ankrajını arttırmak amacıyla da kullanılır.
3. Çenelerarası ankrajın diğer bir kullanım alanı da, hareketi istenen bölgenin direncini, ankrajını azaltmak içindir.

2.2.4. Ağızdışı (Ekstraoral) Ankraj

Üst molar dişlere, yüz arkı aracılığı ile uygulanan ağız dışı kuvvetin amaçları şunlardır: ³

-Üst molar dişler destek alınarak, kanin dişleri distalize edilmek isteniyorsa ve bu işlem esnasında molar dişlerin öne gelmesi istenmiyorsa, ağız dışı kuvvet üst molarların öne gelmesini engellemek için, yani ankırajı arttırmak için kullanılır.

-Üst molar dişler grubu destek alınarak kesici dişlerin geriye hareket ettirilmesi (retraksiyon) isteniyorsa ve bu işlem esnasında molarların öne gelmesi istenmiyorsa, ağız dışı kuvvet yine ankırajı arttırmak, yani molar dişleri yerinde tutmak için kullanılır.

-Üst molar dişlerden destek alarak çeneler arası Sınıf III elastik rondeller (intermaksiller Sınıf III elastik) veya çene içi elastik rondeller (intramaksiller elastik) kullanıldığında, molar dişlerin öne doğru hareket etmesi istenmiyorsa, molar dişleri meziale doğru çeken elastik kuvvetini nötralize etmek için ağız dışı kuvvet kullanılır.

-Üst molar dişlerin distalize edilmesi için ağız dışı kuvvet kullanılır. Ağız dışı kuvvet, uygulandığı molar dişleri distalize ederken, ağız dışı kuvvet uygulanan dişlerin önünde bulunan dişler de, diştten-dişe uzanan interdental periodontal lifler aracılığı ile, belirli bir miktar distal yönde hareket etmektedirler.

-Ağız dışı kuvvet uygulanmasının önemli diğer bir amacı da, üst çene sagittal yön gelişimini etkileyerek, iskeletsel Sınıf II anomalinin düzeltilmesine yardımcı olmaktadır.

2.2.5. Çekim Boşluğu Kullanımına Göre Ankraj Sınıflaması

Çekim vakalarında, çekim boşluğunun önden-arkaya, arkadan-öne doğru kullanılmasının ölçüsüne göre ankraj sınıflaması şöyle yapılmaktadır: ³

1. Çekim boşluğunun dörtte üçü kanin ve kesici dişlerin geriye alınması ile önden-arkaya doğru, dörtte biri ise molar dişlerin mezial hareketi ile arkadan-öne doğru kapatılacaksa “maksimum ankraj” vakası söz konusudur.
2. Çekim boşluğunun yarısı ön grup dişlerin arkaya, diğer yarısı da arka grup dişlerin öne doğru hareketiyle yapılacaksa “midi ankraj” (moderate anchorage) vakası söz konusudur.
3. Çekim boşluğunun dörtte bir ön grup dişlerin arkaya doğru hareketiyle, dörtte üçü ise arka grup dişlerin öne doğru hareketiyle kapatılacaksa “minimum ankraj” vakası söz konusudur.

2.3. Kemik Fizyolojisi

Dişlerin kemik içerisindeki yer değişimi katabolik ve anabolik modelasyonun fizyolojik bir sonucudur. Özellikle periodontal ligaman ve subperiosteal kompartmanlardaki kemik modelasyonuna göre, ortodonti periyodonsiyumun adaptif fizyolojisine bağlıdır.⁴ Subperiosteal kemik modelasyonuna ek olarak, yüz ortopedisi sütural cevapları ve temporomandibuler adaptasyonu içermektedir. Stomatognatik sistemin tahmin edilebilir manipülasyonu için, fonksiyon üzerine uygulanan kuvvetlerin biyomekanik cevabının kemik fizyolojisi hakkında pratik bilgiye ihtiyaç vardır.

Kemiğin mini-vidalara cevabının anlaşılması için kemik fizyolojisi hakkında bazı temel bilgilere sahip olunması gereklidir. Roberts ve ark⁴⁻⁶ dentoalveoler biyomekaniklere kemiğin gelişiminin ve fizyolojisinin adaptasyonunu ile ilgili derleme yapmışlardır. Webster Jee ve Harold Frost kemik fizyolojisinin öncüleridir. Dr. Jee ve öğrencileri kemik literatürlerine çok önemli katkılarda bulunmuşlardır. Dr. Frost tetrasiklinin insanlarda kemik mineralizasyonunun incelenmesinde kullanılması yöntemini bulan yaratıcı bir klinisyendir. Canlı kemik için kinetik işaretleyiciler kemik histomorfometrisinin fizyolojik temellerini oluşturmuştur. Bu yöntem kütlenin, geometrik dağılımın, yüzey adaptasyonunun ve iskeletin “turnover”ının ölçülebilmesini sağlamıştır.^{6,7}

Frost’un kemik modelasyon ve remodelasyon konseptini gösteren yayınların çoğunu, oral ve maksillofasiyal cerrah olan Bruce Epker yapmıştır.⁸ Roberts ve arkadaşları kemik fizyolojisinin bu modern prensiplerini osseoentegre implantlara^{6,9-12}, ortodontik ve ortopedik tedavilerin mekanizmalarına uygulamıştır.^{6,13,14}

Mini-vidalar ağız içi ankraj için kullanıldıklarında onları destekleyen kemik, stomatognatik fonksiyonun dinamik kuvvetlerine maruz kalır. Mini-vida ankrajı için kemik fizyolojisi, dentofasiyal biyomekaniklerin ve sistemik kalsiyum metabolizmasının etkilerini içerir.¹⁵

Mini-vidaların ortodontik ankrajda kullanılmaları için geniş bir aralıkta, dentofasiyal bükülmeye sebep olan, dinamik kuvvetlere dayanmaları gerekmektedir. Kemik modelasyonunu kontrol eden farklı yüzeylerdeki sıkışma ve gerilme subperiosteal bükülmeye yol açmaktadır.⁴ Mini-vidaların başarısıyla ilişkili olan kemik fizyolojisi ve periodontal fizyoloji, mini-vidanın statik ortodontik bir kuvvete dayanma becerisinden çok daha komplekstir.

Diş anabolik ve katabolik modelasyon ile hareket etmektedir; ancak ağız içi implantlar remodelasyon ile iyileşmektedir. Kemiğin yaralanması “regional acceleratory phenomenon” (RAP) olgusunu başlatır. Bu fenomen implant arayüzündeki remodelasyon hızındaki artış olarak gözlemlenmekte ve destekleyen komşu kemikte yaklaşık 5 mm’ye kadar etki gösterebilmektedir^{16,17}.

Mini-vida arayüzünde oluşan postoperatif remodelasyon canlı kemik ile yakın ilişkiyle sonuçlanabilmektedir.^{10,18} Diğer bir yandan, uyumsuz doku yanıtı, aşırı mikro hareket ve/veya terapatik aşırı yük, fibröz arayüz kalınlığının artışına ve mini-vidanın instabil olmasına yol açabilmektedir.¹⁹ Özellikle periosteal marjindeki fibröz arayüzün kalınlığı ile mini-vida stabilitesi arasında ters ilişki bulunmaktadır.

Ortodontik mini-vidaların iyileşme reaksiyonunun diğer kemik içi vidalı implantlara benzerlik gösterdiği varsayıldığında, bir miktar fibröz dokunun parlak yüzeyli mini-vidayı kaplaması beklenen bir durumdur.^{20,21} Rijit bir entegrasyon bulunmaması, etrafı sarılmış mini vidanın burulma ve çekme kuvvetlerine karşı dayanıksız olmasına sebep olmaktadır.¹⁸ Periosteal yüzeydeki kemik defektinin boyutunun büyümesi, mini-vida başarısızlığının en muhtemel sebebidir. Ne “self-tapping” ne de “self-drilling” mini-vidalar osseoentegre olmamaktadır; ancak direk kemik kontağı bazı örneklerde görülmüştür. Yüzey pürüzlülüğündeki artış osseoentegrasyon prevelansı ve miktarındaki artış ile ilişkilidir.^{22,23} Dolayısıyla, pürüzsüz titanyum vidalar entegrasyona direnç

göstermektedir. Mekanik testler mini-vidaların yükleme öncesi iyileşme fazından yararlanmadıklarını göstermiştir.^{24,25} Bu veriler, cansız kemiğin iyi primer stabilite sağladığını ve cansız kemiğin arayüzde sıkışma kuvvetlerine bağlı postoperatif remodelasyonunun kuvvet yönünde engellendiğini doğrulamaktadır. Bunlara bağlı olarak, mini-vidaların hemen ankraj amaçlı kullanım için yüklenmeleri, öncesinde iyileşme fazının beklenmesine tercih edilmektedir.^{25,26}

2.4 Stabilite

İmplantın postoperatif stabilitesi, kemik implant arayüzünün makaslama direncine bağlıdır.²⁷ Canlı kemikte osseoentegrasyon en çok istenen makaslama ve burulma dirençlerinin ortaya çıkmasını sağlamaktadır. İmplant cerrahi travma, yüzey kontaminasyonu ve/veya postoperatif mikro hareket sebebiyle başarısız olabilmektedir.²⁸ Günümüzde kullanılan mini-vidalar entegre olmak üzere tasarlanmamıştır; dolayısıyla fibröz doku arayüzü oluşmasına elverişlidir.^{20,21} Fibröz doku arayüzü genişliği ve dağılımı fonksiyonel mikro hareket miktarına ve çevreleyen kemiğin rezorpsiyona direncine göre değişiklik göstermektedir.²⁹ Liou ve ark.³⁰ 2004'te yaptıkları çalışmada, klinik olarak başarılı mini-vidaların bile apikal kemik kaidesine göre hareket ettiğini göstermişlerdir. Bu veriler, fibröz doku arayüzü ve osseoentegrasyon eksikliği ile uyum göstermektedir.

Osseoentegrasyonun ortaya çıkmasından önce fibröz doku arayüzü protetik implantlarda tercih edilmekteyken; uzun dönemde aşırı hareketliliğe ve enfeksiyona bağlı olarak yüksek başarısızlık oranları görülmüştür. Ancak, 5 yıldan fazla başarı ile hizmet eden implantlar da rapor edilmiştir.³¹⁻³³ Osseoentegre olmayan implantların tarihi, mini-vidalardaki güncel deneyimlere benzerlik göstermektedir. Pek çok başarılı vaka raporuna rağmen mini-vida başarısı tahmin edilebilir değildir. Birçok araştırmacı risk faktörlerine ve görece başarısızlık oranlarına dikkat çekmektedir.^{34,35}

Mini-vidaların primer stabilitesi için önemli faktörler; kortikal kemik kalınlığı, destek kemik dokusunun yoğunluğu ve komşu kemiğe yiv penetrasyon miktarıdır. Yivler, dinamik fonksiyonel yükleme için önemli olan yüzey makaslama direncini arttırmaktadır. Osteoentegre vidalarda kemiğe kuvvetin iletiminin yiv tasarımına bağlı olduğu iddia edilmektedir. Simetrik yivler asimetrik yivlere göre kemik gelişimi ve onarımı için daha avantajlıdır.³⁶ Bunlara ek olarak sonlu elemanlar hesaplamaları maksimum asal gerilmelerinin, en hızlı kemik remodelasyonu gösteren bölgeler olan, vida yiv uçlarında olduğunu göstermektedir.^{37,38}

Osseoentegre olmayan mini-vidaların yüksek başarı oranları gösterdiği rapor edilmiştir^{34,39}; ancak başarı göreceli bir terimdir. Pek çok çalışma mini-vida ankrajıyla ilgili riskler ve potansiyel çözümler üzerinde durmuştur⁴⁰⁻⁴²; ancak başarıyı neyin sağladığı konusunda bir anlaşmaya varılamamıştır.

2.5. Ortodontide İmplantların Kullanımı

Roberts ve ark. 1984 yılında ortodontik ankraj amaçlı kemik içi ankraj yöntemlerini incelemiştir.⁴³ Dr. Leonard Linkow implantın ankraj olarak kullanıldığı ilk klinik raporu 1969 yılında yayınlamıştır.⁴⁴⁻⁴⁶ O dönemde kullanılan blade implantlar osseoentegre olmadıkları için yeterince etkin değillerdi. Ortodontik ankraj amaçlı kullanılan çoğu blade implantta arayüz skar dokusunda oluşan "pseudoperiodonsiyum"a bağlı olarak mobilite görülmüş ve bu kullanım ömrü açısından limitleyici olmuştur. Linkow ve arkadaşlarının "blade" implantlar kullanarak uyguladıkları "implantodontics" yönteminin, uzun dönem çiğneme fonksiyonunu da restore eden ilk geçici ankraj aygıtını oluşturduğu söylenebilir. "Blade" destekli protezlerin okluzal vertikal boyutu koruyan ilk aygıtlar olması da bu uygulamanın diğer bir önemidir. Çoğu güncel mini-vidanın ve diğer geçici ankraj aygıtlarının okluzal dikey boyutu restore etme özelliği yoktur.⁴⁷

Ortodontik ankraj amaçlı ilk cerrahi fiksasyon kullanımı Creekmore ve Eklund tarafından 1983 yılında rapor edilmiştir.⁴⁸ Bu çalışmada Creekmore ve Eklund anterior nasal spina altına yerleştirdikleri vida ile keser intrüzyonuna ankraj sağlamışlardır. Robert ve ark.⁴⁹ 1990 yılında retromolar ankraj amaçlı uygulanan osseoentegre vidanın tedavi sonrası takibinin ilk vaka raporunu yayınlamışlardır. Fontenelle 1991 yılında anterior keser retraksiyonu sırasında cerrahi vidanın transpalatal bar ankraj stabilitesini nasıl arttıracığını açıklamıştır.⁵⁰ Protetik implantların ortodontik ankraj amaçlı kullanımı geçici ankraj sistemlerinin geliştirilmesinde öncü olmuştur.⁵¹⁻⁵³ Palatal ve retromolar implantların her ikisi de dental implantlardan yola çıkarak geliştirilmiştir.^{36,49,54,55}

Palatal implantların, keser retraksiyonu sırasında head-gear tedavisinin yerine ankraj amaçlı kullanılması, ortodontisler arasında büyük ilgi görmesini sağlamıştır. Palatal implantlar, hekimlerin klinik rutinlerini çok değiştirmeden, sadece implantla güçlendirilmiş transpalatal arkların head-gearların yerine kullanılmasını sağlamıştır ve bu büyük ilgi görmüştür. Retromolar implantlar ise, mandibuler molarlara konvansiyonel ankraj yöntemleriyle mümkün olmayan hareketlerin verilmesini ve anterior dişlerde istenmeyen etkilerin görülmemesini mümkün kılmıştır.⁵⁶

Palatal implantın kooperasyon gerektiren head-gear tedavisinin yerine geçmesi öncesinde klinisyenlerin cerrahi vidaların avantajlarının farkına varmaması şaşırtıcıdır. Her zaman yeni bir yaklaşımın tanıtılması ile kabul görmesi arasında bir süre geçmesi gerekmiştir. Vidaların ankraj amaçlı kullanıldığı ilk raporlar, konvansiyonel ankrajla anterior keser retraksiyonu sağlanmasında yaşanan zorluklara çözüm olarak vidaların kullanılmasıyla oluşturulmuştur.^{55,57,58}

Kanomi⁵⁹, osseoentegre olmayan mini-vidanın ortodontik amaçlı kullanımını 1997 yılında ilk defa rapor etmiştir. Kanomi'nin mini-vidayı mandibuler keser intrüzyonu için kullanmasıyla dikkatler iskeletsel ankrajın sunduğu imkanlara odaklanmış ve pek çok farklı iskeletsel ankraj

aygıtı ortaya çıkmıştır. Bu süreçte de çoğunlukla hasta kooperasyonu gerektirmeyen tedavilerin avantajlarına odaklanılmıştır.⁵⁶ Papadopoulos ve Tarawneh⁶⁰ 2007 yılında yayınladıkları derlemede, iskeletsel ankraj kullanılan klinik çalışmaların, büyük bir çoğunluğunun kooperasyon gerektiren tedavilerle de sağlanabileceğini ortaya koymuşlardır. Diş hareketleri çoğunlukla overjet düzeltmesi, molar distalizasyonu ve dikleştirilmesi üzerine yoğunlaşmıştır.

2.6. Ortodontik Geçici Ankraj Aygıtları Komplikasyonları

Ortodontik geçici ankraj aygıtlarına olan güncel ilgi pek çok ortodontisti bu aygıtların kullanımı açısından cesaretlendirmiştir. Çoğu ortodontist bu konuda yeterince eğitim görmemiş ve sınırlı sayıda hasta tedavi etmiştir. Pek çok çalışma bu aygıtların tahmin edilebilir ve stabil sonuçlar verdiğini gösterse de⁶¹⁻⁶⁴ gerekli eğitim ve temel biyolojik, biyomekanik bilgilerden yoksun hekimlerin kullanımına bağlı istenmeyen tedavi sonuçları ve hatta komplikasyonlar meydana gelebilmektedir. Bu durum, yöntemin başarısız olduğu algısına sebep olmaktadır. Ancak, yöntemin öğrenilmesi ve doğru uygulanması durumunda başarı sağlanabilmektedir.⁶

Geçici ankraj aygıtlarıyla ilgili literatür tarandığında komplikasyonlar iki grup altında toplanmaktadır:

- Tedavi sırasında oluşabilecek istenmeyen durum: minör ağrı⁶⁵, yanak irritasyonu⁶⁶, flep kapatılması sonrası şiş/ağrı⁴⁰, yumuşak doku enflamasyonu^{40,65,66} ve mini-vida tippingi ve migrasyonu.
- Tedavi sonucunda değişikliğe sebep olan problemler: yumuşak doku aşırı büyümesi⁶⁷, peri-implant enfeksiyonu⁶⁸, rotasyonel kuvvetler bağlı vida başarısızlığı⁵⁷, vidanın gevşemesi^{40,65}, vida

başarısızlığı⁶⁷, plak gevşemesi⁶, kökün kısılması ve intrüzyona bağlı kök rezorpsiyonu^{69,70}.

Ortodontik geçici ankraj aygıtlarının kullanımında oluşabilecek komplikasyonlar dört ana grup altında incelenmektedir:

1. Kemik

- a. Yetersiz primer stabilite
- b. Yetersiz kemik plak adaptasyonu
- c. Implant mobilitesi
- d. Oroantral ilişki
- e. Geçici ankraj peri-implantitis

2. Diş

- a. Diş köküne temas

3. Yumuşak doku

- a. Yumuşak doku yırtılması
- b. Geçici ankraj aygıtının dokudan çıkış hataları
- c. Yumuşak dokuya vurması
- d. Geçici ankraj peri-implant mukozitisi
- e. Yumuşak doku enfeksiyonu

4. Biyomekanik

- a. İstenmeyen diş hareketi
- b. Geçici ankraj aygıtının engel oluşturması
- c. Geçici ankraj aygıtının kırılması

2.7. Mekanikte Bazı Temel Kavramlar

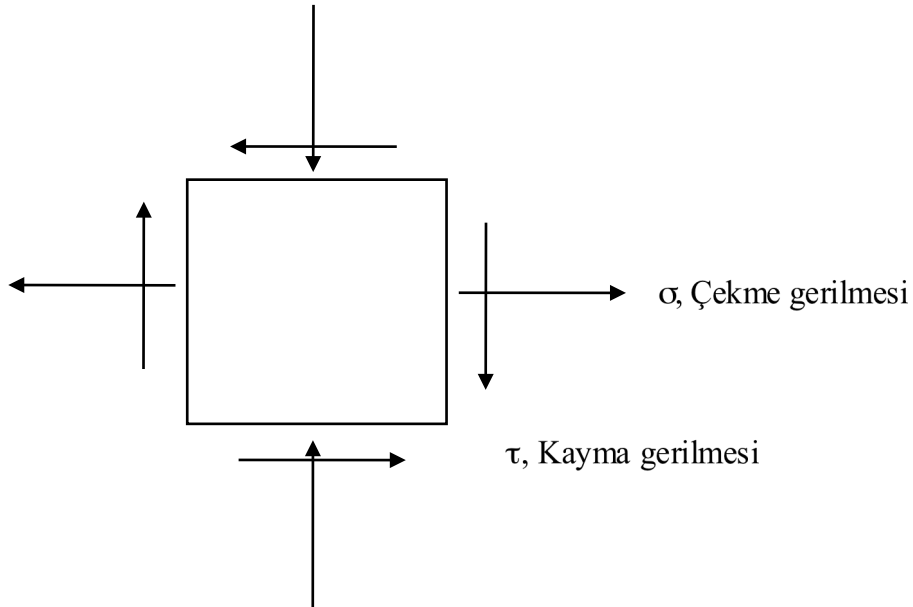
2.7.1 Gerilme (Stres):

Dış kuvvetlerin etkisi altında olan bir cismin herhangi bir kesit yüzeyi boyunca dağılmış olan iç kuvvetin birim alana isabet eden değerine gerilme (stres) denir. Kesit yüzeyi üzerindeki gerilme vektörünün yüzey normali doğrultusundaki bileşkesi normal gerilme olarak tanımlanır ve σ ile gösterilir. Normal gerilmeler; cisimde uzamaya yol açtığında çekme gerilmeleri, cisimde kısaltmaya yol açtığında ise basınç gerilmeleri olarak adlandırılır (Şekil 1).

$$\sigma = \frac{F}{A} \text{ Burada } F \text{ yüzeye dik kuvvet ve } A \text{ ise alandır.}$$

Yüzey üzerindeki bileşke ise kayma gerilmesi adını alır ve τ ile gösterilir.

$$\tau = \frac{F}{A} \text{ Burada } F \text{ kesme kuvveti ve } A \text{ ise alandır.}$$

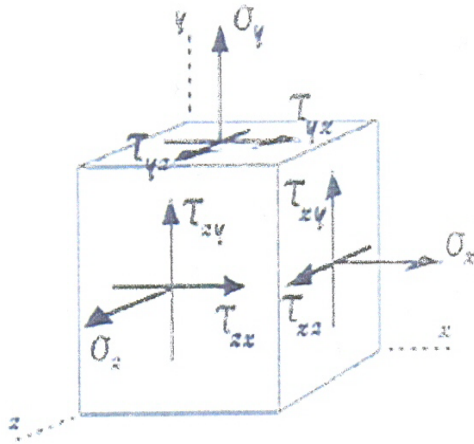


Şekil 1: Bir elemana etkiyen gerilme tipleri

Cisimler genellikle karmaşık yüklerin etkisi altında altında kalırlar ve bu nedenle gerilme kesit yüzeyi boyunca değişim gösterir. Kesit

yüzeyi üzerindeki her noktada ayrı bir gerilme durumu mevcuttur ve normal gerilme ile kayma gerilmeleri çoğu zaman aynı anda oluşur ⁷¹. Böyle durumlarda kesit yüzeyinin herhangi bir noktasındaki eşdeğer gerilme durumu von Mises vb. kriterler kullanılarak tanımlanır. Her noktada en yüksek ve en düşük normal gerilmeleri de bulmak mümkündür. Bu gerilme değerleri cismin o noktasının gerilme açısından ne kadar kritik olduğunu belirlemekte kullanılır.

Koordinat eksenleri ile ilişkilendirilerek gerilme tensörü tanımlanır. Bu durumda normal gerilmeler σ_{xx} , σ_{yy} , σ_{zz} sembolleriyle, kesme gerilmeleri $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilir. Üç boyutlu bir gerilme elemanının x, y ve z düzlemlerinin her birine bir normal, iki kesme gerilmesi etki eder (Şekil 2). Dolayısıyla bir üç boyutlu elemanın gerilme durumu, üç normal ve altı kesme gerilmesi ile tanımlanır ⁷².



Şekil 2: Bir gerilme elemanına etki eden normal ve kesme kuvvetler

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değeri bütün kesme gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur ve bir elemanın bu konumda üzerinde oluşan normal gerilmelere “asal gerilme” (principal stress) denir. Maksimum asal gerilme σ_1 , orta dereceli asal gerilme (intermediate principal stress) σ_2 , minimum asal gerilme (minimum principal stress) σ_3 simgesi ile gösterilir. Analiz sonuçlarında artı değerler çekme gerilmelerini, eksi değerler ise sıkışma gerilmelerini belirtmektedir.

Bir gerilme elemanında hangi gerilme tipi mutlak değer olarak daha büyükse, o eleman büyük olan gerilme tipinin etkisi altındadır. Diş ve kemik gibi kırılğan yapıların gerilmeleri değerlendirilirken asal (principal) gerilmeler göz önüne alınmaktadır.⁷³ Herhangi bir kuvvet, kırılğan bir materyale uygulandığında oluşan gerilme değeri cismin en yüksek çekme dayanıklılık değerini veya en yüksek sıkışma dayanıklılık değerini aşarsa materyalde kalıcı deformasyon meydana gelir. Von Mises gerilmesi, çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır (Şekil 3).

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

Şekil 3: Von Mises gerilmesinin hesaplanması

Kuvvet bir yapıya herhangi bir açı veya doğrultudan yönelebilir ve çoğu zaman bir yapıda karmaşık stres oluşturmak üzere birkaç kuvvet bir araya gelebilir. Kuvvetlerin bileşenleri stresin türünü belirler. Alana dik yönde olanlar dik (normal) stres bileşenleri yaratırlar. Alana teğet olanlar ise kayma-makaslama (shear) bileşenlerini yaratırlar. Dik stresler çekme veya sıkıştırma niteliğine sahiptirler. Kayma makaslama stresleri ise sonuç itibarıyla aynı etkiyi gösterdiği için bunlarda nitelik ayrımı yapılmaz. Aynı çizgi üzerinde birbirinden ayrı yönde 2 kuvvet setine maruz kalan yapıda çekme oluşturur. Bu kuvvetler aynı çizgi üzerinde birbirine doğru ise yapıda basma oluşur. Çekme uygulandığında yapıdaki moleküller dağılmaya karşı direnç göstermelidir. Basma uygulandığında moleküller birbirlerine karşı çok yaklaşmaya direnç göstermelidir. Materyalin deformasyona karşı direnci katı yapıların elastikiyetinin temel kalitesini göstermektedir.⁷⁴⁻⁷⁷

2.7.2. Gerinim (Strain):

Her tip stres yapıda deformasyon oluşturabilir. Gerçekte var olan tüm cisimler üzerine etki eden kuvvetler karşısında şekil değiştirmeye

(deformasyon) uğrar. Çekme kuvvetinden oluşan deformasyon uygulanan kuvvet yönünde cismin uzamasıdır. Basma kuvvetinde oluşan deformasyon ise uygulanan kuvvet yönünde cismin kısalmasıdır.

Makaslama kuvvetinde oluşan deformasyon ise öncekine göre göreceli olarak cismin bir parçasında açıldaki değişim olarak tanımlanabilir.⁷⁴ Gerinim, yapı bir strese maruz kaldığında yapının her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimidir. Gerinim'in bir ölçü birimi yoktur. Ancak gerinim, deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir.^{74-76,78}

Gerinim, elastik veya plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdür. Yani stres ortadan kalkınca atomlar eski haline dönerler. Plastik gerinim ise malzeme içindeki atomların daimi bir şekilde yerlerinden oynamasıdır. Eğer stres, birim alan başına bileşke kuvveti aşarsa, enerji veya çekim kuvveti atomların tamamen ayrıldığı bir noktaya gelebilir. Bu durumda kopma ve kırılma meydana gelir.^{76,78}

2.7.3. Elastisite Modülü (Young's Modulus):

Elastisite modülü, E, elastik sınırın altındaki yüklemeler için gerilim ve gerilme arasındaki bağlantıyı verir.

Bir gerilmeye ne kadar küçük gerinim karşılık geliyorsa elastisite modülünün değeri o kadar büyük olur. Örneğin, eğer bir tel veya benzeri bir cismin bükülmesi zor ise bunda görünür bir deformasyon yaratmak için büyük bir gerilme uygulanması gerekir. Bu tip bir malzemenin yüksek bir elastisite modülü vardır.

2.7.4. Poisson Oranı:

Bir yönde birim şekil değişikliğine maruz kalan her cisim, buna dik yönlerde Poisson oranı ile belirlenen miktarda aynı tür şekil değiştirme gösterir. Poisson oranı 0-0,5 arasında bir değerdir ve ayırt edici mekanik bir özelliktir. Bu oran genellikle 0,25-0,35 aralığında değişir.⁷⁹

2.8 Gerilme Analiz Yöntemleri

Gerilme analizi, bir yapı içerisinde yüklere bağlı olarak meydana gelebilecek gerilmelerin incelendiği bir uygulamadır. Gerilme analizi analitik, sayısal ve deneysel olarak yapılabilir. Analitik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirir. Sayısal modellemeler sonlu elemanlar modeli benzeri yöntemleri kapsar. Deneysel yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir⁷⁴. Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek ve uygulama sırasında o cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden saptayabilmek için gerilme analizleri yapılması gereklidir⁸⁰.

Tüm yapısal analizler ve tasarımlar uygulanacak kuvvet ve bu kuvvete dayanması gereken materyalin mekanik özelliklerinin bilinmesini gerektirir. Ağız içinde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlerden dolayı, oral dokular tarafından aşırı derecede karmaşık yapısal cevaplar oluşturulur. Oluşan gerilmelerin hesaplanması, restoratif materyaller ve oral dokuların özelliklerinin bilinerek yalnızca sayısal ve deneysel gerilme analiz teknikleri ile yapılabilir.

Dental yapıların karmaşık geometrileri ve fizyolojileri nedeni ile diş hekimliğinde birçok biyomekanik çalışmalar in-vitro olarak yapılmaya çalışılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan dental materyallerin, dişlerin ve fizyolojik olayların fonksiyon sırasındaki fiziksel ve mekaniksel olayların özelliklerini inceleyebilmek amacıyla fonksiyonel gerilmelerin ölçülebildiği farklı analiz yöntemleri vardır⁸¹:

1. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi
2. Kırılabilir vernik ile kaplama tekniği
3. Halografik interferometri (lazer ışını ile stres analiz yöntemi)
4. Termografik stres analiz yöntemi
5. Gerilme ölçer stres analiz yöntemi (strain-gauges)
6. Radyoteleometri
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (finite element stress analysis)

2.9 Sonlu Elemanlar

Sonlu elemanlar yöntemi sonsuz sayıda serbestlik derecesini sonlu sayıya indirmekte ve çözüm işlemini kolaylaştırmaktadır. Uygulamalar asıl olarak katı mekanikleri için ortaya çıkmış olsa da, benzer basit matematiksel tabana sahip birçok farklı alanda da bu yöntem kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizinin birincil hedefi bir yapıdaki stres ve sapmaları yaklaşık olarak hesaplamaktır.⁸²

Sonlu elemanlar metodu fikrinin temelinde devam eden fonksiyonların yerine parça parça yaklaştırmaların yapılması yatmaktadır, genellikle bunlar polinomdur. Sonlu elemanlar metodunun hızlı dijital bilgisayarlarla geliştirilip başarıya ulaşması yeni sayılsa da parça parça yaklaşımların yapılması çok eskiye dayanmaktadır. İkel sonlu elemanların geçmişine baktığımızda; Arşimet'in bu düşünce sistemini uçak figürlerinde, katıların hacimlerinin hesaplanmasında kullandığı görülmektedir; ancak kesin limitleyici yöntemleri bulabilmiş değildir. Bu da Arşimet'in, Newton ve Leibniz'den 2000 yıl önce, integral calculusu bulmasına mani olmuştur. Burada ilginç olan uygulamalı matematikte kullanılan diferansiyel denklemlerin çözümünde kullanılan sonlu elemanlar çözümlerinin

dayanak aldığı fikirler, denklemlerin ortaya çıkarılmasında kullanılan fikirlerden daha eskidir.⁸³

Sonlu elemanlar metodu yeni bir metod değildir, ilk defa 1950'lerde tanıtılmış ve günümüze kadar geliştirilerek, ilerleyerek kullanılmıştır. Şimdi ise pek çok mühendislik problemini çözmek için yaygın kullanılan ve endüstrinin pek çok alanında kabul görmüş çok sofistike bir araçtır. Örneğin araba endüstrisinde, yeni bir arabanın yapısal sağlamlığı ve performansı prototipinin yapılmasında yıllar önce sonlu elemanlar modeliyle bütünüyle analiz edilip değerlendirilebilmektedir. Bu örnekte sadece yapısal sağlamlık çarpışma anı için değil sistemi bir bütün olarak incelemeyi mümkün kılmıştır, bunlara motor bloğundaki ve pistonlardaki sıcaklık dağılımı ve bunun sonucu oluşacak sıcaklık stresleri de dahildir.⁸⁴

Sonlu elemanlar stres analizinin yokluğunda karmaşık mühendislik problemlerinin çözümünde çok zorlanılmaktaydı. Mühendisler problemlerin çözümünü bulabilmek için çok yoğun çabalar harcayarak problemleri formülleştirebilseler dahi, sonuçta ortaya çıkan matematiksel denklemleri çözmek neredeyse imkansızdı. Bu yöntemlerle mühendisler ancak sıradan geometriye sahip basit problemleri en basit sınır koşullarında çözebilmekteydiler.⁸⁵

Diş hekimliğinin farklı branşlarında sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır. Meriç ve ark⁸⁶ farklı implant destekli sabit parsiyel protezlerin kemik yapı üzerinde oluşturduğu gerilmeleri üç-boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile incelemişlerdir. Nagahara ve arkadaşları⁸⁷, diş sıkma alışkanlığına bağlı olarak temporomandibuler eklemden oluşan gerilme miktarını ve lokalizasyonunu tespit etmek için üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanmışlardır. Bu çalışmalarında alt çeneyi toplam 31,879 adet dörtgen elemana bölmüşler ve 40,136 adet düğüm noktası oluşturmuşlardır. Oluşturulan mandibuler modele gerekli kas kuvvetlerini yüklemişler ve en

fazla baskının kondil yüzeyinde, daha sonra da azalan sırayla artiküler disk ve glenoid fossada oluştuğunu bulmuşlardır.

Wang ve Yang⁸⁸ ise sonlu elemanlar modeli kullanarak kraniyofasiyal cerrahi ameliyatlarından önce cerrahi operasyonu simüle edecek detaylı bir kafatası modeli oluşturmuşlardır. Bu sayede cerrahlara ameliyata girmeden önce karşılaşılabilecekleri yumuşak doku deformasyonlarının üstesinden gelebilecekleri planlamaları yapabilmelerini sağlamışlardır.

Hu ve arkadaşları⁸⁹ kondiler fibrokartilajın temporomandibuler eklemdaki biyomekanik etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizini kullanmışlardır. Bu çalışmalarında fibrokartilaj miktarının artması ile kondil üzerindeki yükün azaldığını ve bu dokunun oluşan gerilmeyi diğer dokulara aktardığını bulmuşlardır. Bu bulguya dayanarak fibrokartilaj dokusunun şok emici bir etkisi olduğunu ileri sürmüşlerdir. İbrahim ve ark.⁹⁰ dental implant dizaynında kullanılan şekil, çap ve uzunluk gibi faktörlerin stres dağılımına etkilerini sonlu elemanlar stres analizi ile incelemişlerdir.

Ortodontide sonlu elemanlar modellemeleri ve simülasyonları yıllardır kullanılmakta, ve biyomekanik fenomenlerin açıklanmasında kullanılmaktadır. Uygulanan ortodontik kuvvetler periodontal ligamentte stres ve gerinim meydana getirmektedir. Bu da sıkışma tarafında rezorpsiyon, gerilim tarafında ise kemik apozisyonuna sebep olmaktadır. Sonlu elemanlar metodu diş hareketlerini modellemek için kullanılabilir. Ortodontik diş hareketleri genellikle rezistans merkezi ve dönme merkezi ile karakterizedir. Rezistans merkezi matematiksel analiz için harekete direncin odaklanabildiği noktadır. Dönme merkezi ise bir objenin hareketini etrafında gerçekleştirdiği noktadır. Sonlu elemanlar tekniği ile diş hareketi simüle edilebilir. Tedavi planlaması için bu simülasyonların sonuçları kullanılabilir. Ortodontik

ataçmanların etrafındaki stres dağılımlarının değerlendirilmesinde de sonlu elemanlar metodu kullanılmaktadır.⁹¹

2.10 Ortodontide Sonlu Elemanlar Stres Analizi

2.10.1 Fonksiyonel Tedavi Mekanikleri

2.10.1.a Aktivatör

Singh ve ark.⁹² yaptıkları çalışmada Sınıf II Divizyon 1 maloklüzyona sahip 46 çocuk, 53 adölesan bireye Twin-block apareyi uygulamıştır. Bu çalışmada “finite element scaling analizi” kullanılmış ve lokalize mandibuler değişimler incelenmiştir. Pre-pubertal, pubertal dönemde olanlar ve kızlar, erkekler olmak üzere 4 grup oluşturulmuştur. Analiz sonucu Twin-block apareyi ile kondiler kartilajda değişimler elde edildiğine, ramus ve korpusta remodelasyon olduğuna ve osteojenik depozisyon meydana geldiğine kanaat getirilmiştir.

Ulusoy ve Darendeliler⁹³ Sınıf 2 maloklüzyonlarda kullanılan aktivatör ve aktivatör-high pull headgear uygulamalarının mandibula üzerindeki etkilerini üç boyutlu sonlu elemanlar metodu ile incelemişlerdir. Her iki fonksiyonel ortopedik aygıtla mandibulada aynı bölgelerde gerilme ve gerinim oluşmuş, gerilmelerin ve gerinimlerin büyüklüklerinin de aynı olduğu görülmüştür. İstirahatteki mandibula ile her iki aygıtın karşılaştırılmasında, gerilme ve gerinme bölgelerinin aynı olduğu ancak aygıt uygulandığında bu değerlerin büyüklüklerinin istirahatteki mandibula üzerindeki kuvvetlerden daha fazla olduğu bulunmuştur. Koronoid yapı ve angulus mandibula, kasların yapıldığı yerler olduğundan dolayı bu bölgelerde gerilmeni en yoğun olduğu görülmüştür. Fonksiyonel aygıtların en fazla koronoid yapıda gerilim ve gerinime neden olduğu ve koronoid yapıyı anterior ve lateral yönde değişime zorladığı tespit edilmiştir. Her iki aygıt da dişler üzerinde aynı etkileri oluşturmuş, aygıtların uyguladığı kuvvetlerden en fazla kesici dişler ve alt 2. molar dişler etkilenmiştir. Her iki aygıt da mandibula üzerinde aynı gerilim dağılımına sebep olmuştur.

Aygıtlar uygulandığında mandibula üzerinde istirahate göre daha fazla gerilme ve gerinim oluşmuştur.

2.10.1.b Maxiller Protraksiyon

Yu ve ark.⁹⁴ 2007 yılında yayınlanan çalışmalarında maksiller protraksiyonun, rapid palatal ekspansiyon ile uygulanarak ve uygulanmadan, yapılmasını üç-boyutlu sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmışlar. Maksillaya 500 gramlık bir protraksiyon kuvveti oklüzal düzlem ile aşağı doğru 20° açı yapacak şekilde 1. premolar bölgesi üzerinden geçecek şekilde oluşturulmuştur. Rapid palatal ekspansiyon için Hyrax tipi bir apacey sağ ve sol 1. premolarlar ve 1. molarlara uygulanmış maksillayı bir bütün haline getirmiş ve protraksiyon kuvveti bu apacey üzerinden verilmiştir. Vidanın her dönüşünün suture 0,2mm açtığı, her gün 2 defa vidanın çevrildiği ve 15 gün sonra suturun her iki tarafta 3'er mm toplamda 6mm açıldığı farz edilerek model hazırlanmıştır. Stres analizi yapılmış ve maksillanın yer değişiminin miktarı hesaplanmıştır. Stres analizi için asal (principal) stres maksimum gerilme ve gerinim kuvvetleri olarak ikiye bölünmüş, maksilla çevresindeki suturelardaki stres dağılımları incelenmiştir. Yer değişikliği miktarı ise ortodontide ortopedik aygıtların etkinliğinde genellikle kullanılan ANS, A noktası, Prosthion, PNS noktalarının hareketlerinin incelenmesi ile değerlendirilmiştir. Her noktadaki bu yer değişikliği ANSYS 5.3 programı kullanılarak karşılaştırılmıştır (ANSYS, Canonsburg, Philadelphia, USA 5). Midpalatal suture açıldığında maksilla çevresindeki suturelarda daha az sıkıştırıcı daha fazla gerici stres oluşmuş, en fazla stres ise zigomatikomaksiller sutureda görülmüştür. Maksillanın ve zigomatik arkın yukarı ve öne rotasyonunun suture açıldığında daha az olduğu, öne, vertikal ve lateral yönde ise yer değiştirmelerinin daha fazla olduğu görülmüştür. Suture açıldığında frontal ve lateral yer değiştirmenin yukarıdan aşağıya ve arkadan öne doğru maksillada zigomatikomaksiller suture paralel olacak şekilde daha fazla yer değişikliği görülmüştür. RPE yapılması ile midpalatal suturun açılması,

protraksiyon kuvvetinin oklüzal düzlemin altından, maksillanın rezistans merkezinden ve birinci premolarların apikalinden geçecek şekilde ayarlanması ile, maksillanın normal öne ve aşağı büyümesinin sağlanabileceği söylenmektedir.

Tanne ve Sakuda⁹⁵ yaptıkları çalışmada ortopedik maksiller protraksiyonla kraniofacial bölgede oluşan biyomekanik ve klinik değişiklikleri araştırmışlardır. Lateral-sefalometrik filmlerden ve genç kurukafadan elde ettikleri analitik model üzerinde sonlu elemanlar analizi yapmışlardır. Çalışmada 6 adolesan bireye 500 gramlık protraksiyon kuvveti uygulanmış ve bunlar sefalometrik olarak değerlendirilerek birbiri ile karşılaştırılmıştır. Araştırmanın sonucunda maksillo-mandibuler ilişkinin düzelmesinde anlamlı bir fark bulunmuştur; ancak maksiller büyümenin, kontrol grubu ortalama büyümesi ile karşılaştırılması sonucu, maksiller büyüme ve anteriora yer değiştirmenin istatistiksel olarak anlamsız olduğu görülmüştür. Araştırmacılar tedaviyi kısa sürede kestiklerini, cross-bite düzeltilse de iskeletsel etkinin elde edilmesi için tedaviye devam edilmesi gerektiğini ve uzun süreli tedaviler ile yeni araştırmalar yapılmasını önermişlerdir.

Tanne ve ark.⁹⁶ araştırmalarında anterior yönlü ekstraoral kuvvetlerin kraniofasiyal yapı üzerindeki etkilerini sonlu elemanlar yöntemi ile incelemişlerdir. Çalışmada 1000 gramlık kuvvet maksiller birinci molarlar hizzasından oklüzal düzleme paralel olarak ve de oklüzal düzlemden aşağı doğru 30° açı yapacak şekilde uygulanmıştır. Nasomaksiller kompleks ve çevresinde yüksek stres seviyeleri görülmüştür ancak her iki sistemde de stres dağılımları farklılık göstermiştir. Aşağı doğru uygulanan kuvvet sonucunda daha homojen bir stres dağılımı görülmüştür, bu da ortopedik kuvvetlerin yönünün stres dağılımlarını etkilediğini ortaya koymaktadır.

sonlu eleman modelleri oluşturulmuştur. Araştırmada 500 gramlık kuvvet, çeneden mandibuler kondil, koronoid proçes ve koronoid proçesin önünden geçecek şekilde ayrı ayrı modeller üzerinde oluşturulmuştur. Mekanik cevaplar yer değiştirme ve von Mises stresleri olarak değerlendirilmiştir. Kuvvetin farklı yönlerde uygulanması farklı stres bölgeleri ve farklı yer değiştirmelere sebep olmaktadır, bunlar çeneliğin ortopedik etkisini değiştirmekte; dolayısıyla dikkate alınması gerekmektedir. Kondil tepesinden geçen kuvvet vektörü çok ufak, neredeyse yok denecek büyüklükte bir stres oluşturmuştur. Bu vektör her yerde aşağı ve geriye yer değiştirme sağlayan tek vektör olmuştur. Koronoid proçes veya önünden geçen vektörler yüksek stres seviyeleri meydana getirmiş ve yukarı geriye doğru yer değişikliği sağlamıştır. Bu vektörde uygulanan kuvvetler Class III maloklüzyonu bulunmayan open-bite vakalarında tercih edilebileceği belirtilmiştir.

2.10.1.e Sabit Fonksiyonel

Panigrahi ve Vineeth¹⁰⁰ 2009 yılında yayınladıkları çalışmalarında sabit fonksiyonel apareylerin kraniofasiyal yapılar üzerindeki biyomekanik etkilerini sonlu elemanlar modeli oluşturarak incelemişlerdir. Çalışmada sabit fonksiyonel apareylerin 150 ila 200 gram (1.47 ila 1.98 N) arasında değişen kuvvetler uyguladıkları belirtilmiş, dolayısıyla 2 N'lık kuvvet uygulanması kararlaştırılmıştır. Yer değişimleri, von Mises stresleri ve asal kompresiv stresler çalışmada incelenmiştir. Stres dağılımları analiz edilmiş, sonuçlar tablolar ve resimlerle gösterilmiştir. Sabit fonksiyonel apareylerin uygulanmasıyla elde edilen yer değiştirme değerleri ağırlıklı olarak dentoalveoler bölgelerdedir. Mandibuler keserlerin öne ve aşağı yer değiştirmeleri en belirgin dentoalveoler etkidir, bunu mandibuler molarların yer değişimi takip etmektedir. Mandibula öne ve aşağı rotasyon göstermiş, "pterygoid plate" ve maksiller dişler headgearde olduğu gibi posterior ve süperior yer değiştirme göstermişlerdir. ANS hariç tüm dentoalveoler bölgede gerilim

stresleri görülmüştür. En yüksek gerilim ve von Mises stresleri kondil boynu ve kondil başında bulunmuştur.

2.10.2 Sabit Tedavi Mekanikleri

Baek ve ark¹⁰¹ 2008'de yayınlanan çalışmalarında Class III maloklüzyona sahip bireylerde "multiloop edgewise" arkların, mandibuler dişlenme üzerine ilk uygulandıklarında oluşturdukları etkileri incelemişlerdir. Düz ideal bir ark teli ile "multiloop edgewise" ark telinin mandibuler dişlenmede distal "en masse" hareketler açısında karşılaştırılması amaçlanmıştır. 0,018"x0,025" standart "edgewise" braket ve 0,016"x0,022" palanmaz çelik ideal arklar kullanılmıştır. Class III intermaksiller elastikler (iki tarafta 300'er gram olmak üzere) ve 5 derece "tip-back" bükümleri (birinci premolardan ikinci molara) her iki arka da mandibuler dentisyonun distal "en masse" hareketi için uygulanmıştır. Stres dağılımları ve mandibuler dentisyonun yer değişimleri incelenmiştir. "Multiloop edgewise" arklar kullanıldığında dişlerin yer değişimindeki düzensizliklerin daha az olduğu ve bireysel diş hareketlerinin daha "uniform" ve dengeli olduğu görülmüştür. Yine "multiloop edgewise" arklarla dişlerin vertikal yer değiştirmeleri ve rotasyonları minimal olmuştur; dolayısıyla bu arkların kullanımının mandibuler dentisyonun distal "en masse" harekette avantajlı olduğu görülmektedir.

Kojima ve Fukui¹⁰² 2008'de yayınlanan araştırmalarında transpalatal arkın (TPA), mezial hareketle oluşan molar hareketine etkilerini sonlu elemanlar simulasyonu ile incelemişlerdir. Maksiller 2 moları bağlayan transpalatal arkın ankrajı koruduğuna inanılmaktadır. Bu araştırmanın amacı bu etkinin biyomekanik bakış açısı ile değerlendirilmesidir. Araştırmanın amacı sonlu elemanlar metodu ile ankraj dişinin mesial kuvvetler karşısında hareketini TPA varlığında ve yokluğunda değerlendirmektir. İlk hareket sırasında periodontal ligamentte meydana gelen stres üzerine TPA'nın bir etkisi olmamıştır, TPA olması ile olmaması durumunda aynı stresler görülmüştür. Mezial kuvvet TPA'dan

bağımsız olarak ankraj dişlerde devrilmeye sebep olmuştur. TPA varlığında ve yokluğunda oluşan devrilme dereceleri neredeyse aynıdır. TPA'nın kullanılmadığı durumda ankraj dişler oklüzal düzlemde rotasyon yapmış ve transvers harekette bulunmuştur. Araştırmanın sonucunda TPA'nın ilk harekette hiç bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Ortodontik diş hareketi sırasında ankrajın meziale hareketini önlemede TPA'nın neredeyse hiçbir etkisi yoktur; ancak TPA, ankraj dişinin rotasyonunu ve transvers hareketini önlemiştir.

Motoyoshi ve ark.¹⁰³ 2002 yılında yayınladıkları çalışmada mandibuler ekspansiyon ile oluşan ark genişliği ve ark çevresini üç boyutlu sonlu elemanlar metodu ile deneysel olarak incelemişlerdir. Araştırmanın amacı mandibuler lateral genişletme ile meydana gelen ark çevresi genişliğindeki artışı hesaplamaktır. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile molarların rotasyon merkezinin yeri hesaplanmıştır. "Set-up" manuel olarak hazırlanmamış, üç boyutlu "set-up" simülasyonu ile hazırlanmıştır. Birinci premolardan ikinci molarlara kadar rotasyon hareketi hesaplanan rotasyon merkezine göre uygulanmıştır. Üç boyutlu simülasyona göre modelde kanin-1. premolar arası 1,43 mm, iki tarafta toplam 2,86 mm, yer açılması gözlenmiştir. 1. moların mesio-lingual cuspsı 3,88 mm laterale hareket ederek inter-molar genişlikte 7,76 mm genişleme meydana getirmiştir. Bu değerler ark genişliğinde meydana gelen 1 mm'lik genişletmenin ark çevresinde 0,37 mm artış sağladığını ortaya koymaktadır. Ark genişliğinde unilateral olarak meydana gelen 1 mm'lik genişleme, diş ekseninde yaklaşık olarak 2,6 derecelik değişikliği sonucu meydana gelmiştir. Bu sonuçlar, mandibuler ekspansiyonun etkilerinin klinik olarak tahmin edilebilmesini sağlamak açısından değerlendirilebilir niteliktedir.

2.10.3 Rapid Palatal Ekspansiyon (RPE)

Provatidis ve ark.¹⁰⁴ 2008 yılında yayınlanan çalışmalarında rapid maksiller ekspansiyonun in vivo, in vitro ve sonlu elemanlar analiz

yöntemi ile kraniyofasiyal etkilerini incelemişlerdir. Çalışmanın in vivo kısmında, farklı maloklüzyonlara sahip, ortodontik tedavilerinde RPE kullanılmış olan 49 hasta (ortalama yaşları 13 yıl 4 ay olan, yaşları 11 yıl ile 15 yıl 8 ay arasında olan) değerlendirilmiştir. Hastalarda (1) tam “transvers cusp crossbite” olması; (2) nazofarinkste adenoid bir engel olduğuna dair klinik ve radyografik bir bulgunun olmadığı; ve (3) daha önce nazal, tonsiller veya adenoid cerrahi geçirmemiş olmaları kriter olarak alınmıştır. Araştırmanın in vitro safhasında ise sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan kurukafa kullanılmıştır. Kurukafa özel olarak yapılan bir aparatla masaya sabitlenmiştir. Hyrax vidalı RPE aparatı 1. premolarla ve 1 molarla bölgesine simante edilerek uygulanmıştır. Kurukafanın alveoler soketlerinin ölçüleri alınarak bu bölgelere uygun dişler laboratuvarlarda heat-cure akrilik kullanılarak hazırlanmıştır. Kurukafada Hyrax vidası sadece 7 defa çevrilebilmiştir, her çevirme 0,25 mm'ye karşılık gelmektedir, dolayısıyla 1,75 mm'lik bir genişletme gerçekleştirilebilmiştir. Aynı kurukafanın sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. Midpalatal sütür için üç durum belirtilmiştir, (1) ossifiye olmamış, (2) kısmen ossifiye olmuş; ve (3) ossifiye olmuş. Bu çalışmada ossifiye olmuş ve ossifiye olmamış modelleme değerleri kullanılmış ve sonlu elemanlar analizleri bu iki duruma göre yapılmıştır. In vitro ve ossifiye olmamış midpalatal süturla yapılan sonlu elemanlar analizi ile maksillanın her iki yarısının piramidal bir şekilde ayrıldığı görülmüştür. Bu piramidin tabanı insizal bölgede, tepesi ise maksillanın posterior bölgesinde bulunmaktadır. Vertikal olarak ise ayrılma, dentisyonun olduğu bölgeden yukarı çıktıkça azalacak şekilde gerçekleşmiştir. Piramidal şekilde gerçekleşen genişleme midpalatal sütür boyunca direnç derecelerinin farklı olması ile açıklanmaktadır. Önemli bir bölüm, özellikle transseptal liflerin olduğu bölge olan, midpalatal sütürün frontal kısmıdır. Sütural ossifikasyonun derecesi kraniyofasiyal sistemdeki yer değiştirmelerin dağılımını belirgin bir şekilde etkilemektedir. Maksiller ekspansiyonun gerçekleşebilmesi için midpalatal sütürün ossifiye

olmaması gerekmektedir. Rapid palatal ekspansiyon yapılırken diğer sturlardan farklı olarak zigomatik ark seviyesindeki zygomatikomaksiller sturlar, kraniyofasiyal sistemin ekspansiyon kuvvetlerine karşı cevabını etkilemektedir.

Gautam ve ark.¹⁰⁵ yaptıkları çalışmada rapid palatal ekspansiyon ile kraniyofasiyal sturlardaki stres dağılımlarını ve kraniyofasiyal yapılardaki yer değişimlerini sonlu elemanlar metodu ile incelemişlerdir. Rapid palatal ekspansiyon molar ve kanin bölgesinde bir genişleme sağlamaktadır. Maksillanın öne ve aşağı yer değiştirmesi ile hafif Sınıf III maloklüzyona sahip bireylerde bir iyileşme sağlanabileceği belirtilmiştir. Maksillanın aşağı yer değiştirmesi ve geri rotasyonu ise aşırı ön yüz kısıalığı bulunan bireylerde dikkate alınmalıdır. Kraniyofasiyal iskeletin derinlerindeki ve çeşitli sturlarındaki yüksek stresler maksillanın öne ve aşağı yer değiştirmesinde sirkummaksiller stural sistemin oynadığı rölü göstermektedir.

Holberg ve Janson¹⁰⁶ 2006'da yayınlanan çalışmalarında rapid maksiller ekspansiyon ile kafa kaidesinde meydana gelen stresleri incelemişlerdir. alışmalarında juvenil ve yetişkin bireylerde yapılan rapid maksiller ekspansiyonun risklerini değerlendirmişlerdir. Kemik yapısının elastikiyetini kaybetmesi ile alınması gereken önlemlerin önemine dikkat ekimişlerdir. Sonlu elemanlar analizinde kemik elastikiyetinin farkını belirtmek için elastisite modül değerleri farklı girilmiştir. Juvenil bireyde rapid palatal genişletme uygulandığında kafa kaidesinde orta dereceli stresler meydana gelmiştir. Ancak yetişkin bireyde yapılan uygulamada pterygoid processin laterale doğru eğilmesine yol açan sphenoid bölgesinde yoğunlaşan ve yuvarlak foramen, oval foramen, superior orbital fissür bölgelerinde dikkate alınması gereken streslerin olduğu belirtilmiştir. Bunlar sinir ve damar dokularına zarar verebilecek mikrofraktürlere sebep olabilir. Bunu önlemek için yetişkin bireylerde rapid

palatal ekspansiyon yapılacağı zaman “pterygomaksiller” bağlantı ayrılmalıdır.

Jafari ve ark.¹⁰⁷ 2003 yılında yaptıkları çalışmada rapid palatal ekspansiyon uygulanması ile kraniyofasiyal yapılarda meydana gelen yer değişimlerini ve stres dağılımlarını incelemişlerdir. Nasal septumun anteroinferiorunda 1,077 mm ile en fazla yer değişikliği görülmüştür. En fazla lateral yer değiştirme üst orta keserler bölgesinde 5,313 mm olarak bulunmuştur. Vertikal düzlemde orta hat süturları aşağı doğru yer değişikliği göstermiştir, ANS ve A noktası da aşağı yer değiştirme göstermiştir. Bu çalışmanın sonuçları yüksek ortopedik kuvvetlerin etkilediği bölgeler ile hücresel aktivite artışı arasında bir korelasyon olduğu konseptine katkıda bulunacak niteliktedir. Rapid palatal ekspansiyon uygulanan hastaların farklı kraniyofasiyal bölgelerde hissettikleri basınçlar ile yüksek streslerin yoğunlaştığı bölgeler ilişkilendirilebilmiştir. Ekspansiyon kuvvetlerinin sadece intermaksiller süturu değil aynı zamanda sphenoid, zigomatik ve ilgili bölgeleri de etkilediği söylenmektedir.

İşeri ve ark.¹⁰⁸ 1998 yılında yayınlanan çalışmalarında rapid palatal ekspansiyonun kraniyofasiyal iskelet üzerine biyomekanik etkilerini sonlu elemanlar metodu ile incelemişlerdir. Rapid palatal genişletme uygulanması ile elde edilen en fazla genişletme dentoalveoler bölgelerde görülmüş, genişlemenin yukarıya doğru azaldığı belirtilmiştir. Burun tabanı bölgesinde nasal kavitenin belirgin bir şekilde genişlediği görülmüştür. Parietal, frontal ve oksipital kemiklerde bir yer değişikliği görülmemiştir. Yüksek stres bölgeleri; maksillanın molar ve kanin bölgesinde, inferior nasal boşluğun lateral duvarında, zigomatik ve nasal kemiklerde görülmüş, en yüksek stres ise sfenoid kemiğin “pterygoid platelerin” kafa kaidesine yakın bölgelerinde yoğunlaşmıştır.

2.10.4 Mini-vida / Mini-implant

Motoyoshi ve ark¹⁰⁹ çalışmalarında ortodontik mini-implantların çevresindeki kemikte oluşan stresleri sonlu elemanlar yöntemini kullanarak incelemişler, farklı yönlerde oluşturdukları yükleme kuvvetlerine karşı gelişen stres dağılımlarını inceleyerek mini-implantların gevşeme sebeplerini belirlemeye çalışmışlardır. Konvansiyonel ve servikalde yiv içermeyen mini-implantlar 1 ve 3 mm kalınlıkta kortikal kemikle üç boyutlu sonlu elemanlar modelleri elde edilmiştir. Yiv içermeyen implantlarda başarısızlığa sebep olabilen mekanik anizotropi görülmemiştir ve stres daha az olarak bulunmuştur. Araştırmacılar konvansiyonel bir vidayı yivli kısmının ötesinde yerleştirmenin mini-implantı stabilize etmede etkili bir yöntem olarak kullanılmasının mekanik anizotropiyi önleyerek mini-implantın başarısını arttıracığı görüşünü öne sürmüşlerdir.

Gracco ve ark.¹¹⁰ 2009 yılında yayınlanan çalışmalarında farklı mini-vida uzunlukları ve farklı kemik/vida arasındaki osseoentegrasyon dereceleriyle ortodontik ankraj amacıyla maksillaya yerleştirilen mini-vidaların çevresinde oluşan stres dağılımının nasıl etkilendiğini incelemişlerdir. Deneysel ve numerik yöntemlerle incelemeler gerçekleştirilmiştir. Fotoelastik analizlerin sonucunda ilk ortodontik kuvvet yüklemeleriyle stres dağılımının çok değişmediği gösterilmiştir. Sonlu elemanlar simülasyonları 14 mm uzunluğundaki vidalara 2 N'lık ortodontik kuvvet uygulanmasının kritik bir durum yaratacağını ortaya koymuştur. Araştırmacılar optimal mini-vida uzunluğu olarak 9 mm'yi önermişlerdir. Bu uzunluktaki bir vida ile düşük stres değerlerinin oluştuğunu ve anatomik bölgelere zarar verilmesi riskinin de daha düşük olduğunu belirtmişlerdir.

Motoyoshi ve ark¹¹¹ 2009'da yayınladıkları çalışmalarında kortikal kemik kalınlığının ortodontik mini-implantların stabilitelerine ve çevrelerindeki destekleyici kemikteki stres dağılımına etkilerini incelemişlerdir. 65 hastada kortikal kemik kalınlığı ile mini-implantların

başarısızlık oranları arasında direk bir ilişki bulunmuştur. Mini-implantların başarısı kortikal kemik kalınlığı 1 mm ve üzerinde olan bölgelerde anlamlı olarak daha yüksektir. Kortikal kemik kalınlığının biyomekanik etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi için kortikal kemik kalınlığı 0,5 mm'den 1,5 mm'ye kadar 0,25mm aralıklarla değişen farklı modeller oluşturulmuştur. Spongiyoz kemik olmadan oluşturulan sadece kortikal kemikten oluşan kemik modelleri de spongiyoz kemiğin rezorbe olması durumunda oluşan streslerin incelenmesi için oluşturulmuştur. Kortikal kemik kalınlığı spongiyoz kemikteki stres dağılımını direk olarak etkilemiş; ancak kortikal kemikteki stres dağılımını direk olarak etkileyememiştir. Spongiyoz kemiğin yokluğunda kortikal kemikteki stres dağılımı daha yüksek değerlere ulaşmıştır. 1mm'nin altındaki kortikal kemiğin varlığında spongiyoz kemikteki von Mises stresleri 6MPa'ı, kortikal kemikteki von Mises stresleri ise 28Mpa'ı geçmiştir. Kortikal kemik kalınlığı arttıkça mini-implantın başarısı artmaktadır. 1 mm eşiğinin üzerinde kortikal kemiğin varlığı mini-implantın başarısını arttıracakı belirtilmiştir.

2.10.5 Distraksiyon Osteogenezi

Boccaccio ve ark.¹¹² 2008 yılında yayınlanan araştırmalarında mandibuler simfizial distraksiyon osteogenezi için kullanılan farklı ortodontik aygıtları sonlu elemanlar yöntemi ile karşılaştırmıştır. Çalışmada üç farklı aygıt kullanılmıştır (1) diş destekli distraksiyon; (2) diş ve kemik destekli (hibrit) distraksiyon; (3) kemik destekli distraksiyon. Diş destekli distraksiyonda kemikten hiç destek alınmamış, aparey sadece alt birinci premolarlar ve alt birinci molarlara bağlanmıştır. Diş ve kemik destekli aygıt alt kanin dişlere ve kemiğe fikse edilmiştir. Sadece basal kemikten destek alınan bir aygıt da kullanılmıştır. Aygıtlarla 2 mm'lik distraksiyon yapılmış olduğuna göre bir değerlendirme yapılmıştır. Araştırmanın sonunda mandibuler simfizial distraksiyon osteogenezinin geçerli bir yöntem olduğu bulunmuştur. Hibrit ve diş destekli aygıtlarla ortodontist distraksiyon sürecinde mandibulaya iletilen

efektif yer değiştirme üzerinde daha fazla kontrole sahiptir. Mandibuler ark yer değiştirmeleri distraktörün nominal açıklığından sadece %10 farklıdır. Çiğnemeye bağlı mandibula kollarında gelişebilecek rotasyonlar distraksiyon sürecini olumsuz etkileyebilmektedir. Bu çalışma mandibuler distraksiyon sürecinin farklı aygıtlarla oluşturduğu biyomekanik etkileri açıklığa kavuşturmuştur.

Başçiftçi ve ark.¹¹³ 2004 yılında yayınladıkları çalışmada mandibuler orta hat distraksiyon osteogenezisinin sonlu elemanlar metodu ile biyomekanik değerlendirmesi yapılmıştır. Biyomekanik etkiler mandibuler orta hatta 5 mm'lik bir distraksiyon uygulanarak, sonlu elemanlar metodu ile incelenmiştir. Mandibula paralele çok yakın bir şekilde genişleme göstermiştir. Anteroposterior değerlendirme en fazla genişlemenin simfizial bölgede olduğunu ve genişleme etkisinin önden arkaya doğru azaldığını göstermektedir. Okluzalden bakıldığında mandibuler kemik simfizial bölgede belirgin şekilde genişlemiştir; ancak ramus, gonion ve kondil bölgeleri incelendiğinde çok az bir yer değişikliği olduğu bulunmuştur. Mandibuler kemik distraksiyon sonrasında öne ve aşağı doğru yer değiştirmiştir. Kondil bölgesinin altında yüksek stres alanları bilateral olarak görölmüş; aynı zamanda ramus bölgesinde de yüksek stresler olduğu belirtilmiştir.

2.10.6 Ortognatik Cerrahi

Erkmen ve ark.¹¹⁴ araştırmalarında bilateral sagital split ramus osteotomisi sonrasında uygulanan farklı fiksasyon yöntemlerini üç-boyutlu sonlu elemanlar analizini kullanarak karşılaştırmışlardır. Sonlu elemanlar analizi üç boyutlu mandibula modeli üzerinde uygulanmıştır. Mandibulada bilateral sagital split ramus osteotomisi ile 5 mm'lik bir osteotomi boşluğu oluşturulmuştur. Mandibulada ayrılan segmentler 4 farklı rijit fiksasyon uygulaması ile fikse edilmiştir. Çiğneme kuvvetleri karşısında oluşan stresler ile osteotomi bölgesinde en az stres oluşturan ve rotasyona sebep olmayan rijit fiksasyon tipi bulunmak istenmiştir.

Çiğneme kuvveti olarak posteriordan 500N'lık bir kuvvet uygulanmıştır. Araştırmanın sonucunda triangular konfigürasyonda yerleştirilen 2 mm'lik “lag screw”lar bilateral sagital split ramus osteotomisi yapılan hastalarda yeterli stabiliteyi sağlamakta, hiç rotasyon hareketi göstermeden osteotomi bölgesinde en az stresi oluşturmakta olduğu bulunmuştur.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Araştırmada, üzerlerine kuvvet uygulanan dört farklı biyomekanik konfigürasyonda hazırlanmış apareylerin tasarım farklılıklarının, mandibuler kemiğe benzer yapıda oluşturulan bloklar ve aygıtların üniteleri üzerindeki gerilme oluşumuna etkileri, oluşturulan dört farklı sistemde üç-boyutlu sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi ile değerlendirildi.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar gerilme analizi işlemi için Intel Pentium® D CPU 2,60 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 32.00 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Pro işletim sistemi olan bilgisayardan, Steinbichler Scan ST 3 boyutlu tarayıcıdan ve MSC.MARC MENTAT (MSC.Software Corporation, Santa Ana, CA, USA) analiz programından yararlanıldı.

3.1. Kemik Blok Modellenmesi

Çalışmada homojen bir yüzey elde edilmesi amacıyla Kemik modeller oluşturulmuştur. Tek vidalı modellerde bloklar 30 mm x 30 mm olarak hazırlandı. Plak kullanılan modellerde ise 48 mm x 30 mm'lik bloklar oluşturulmuştur.

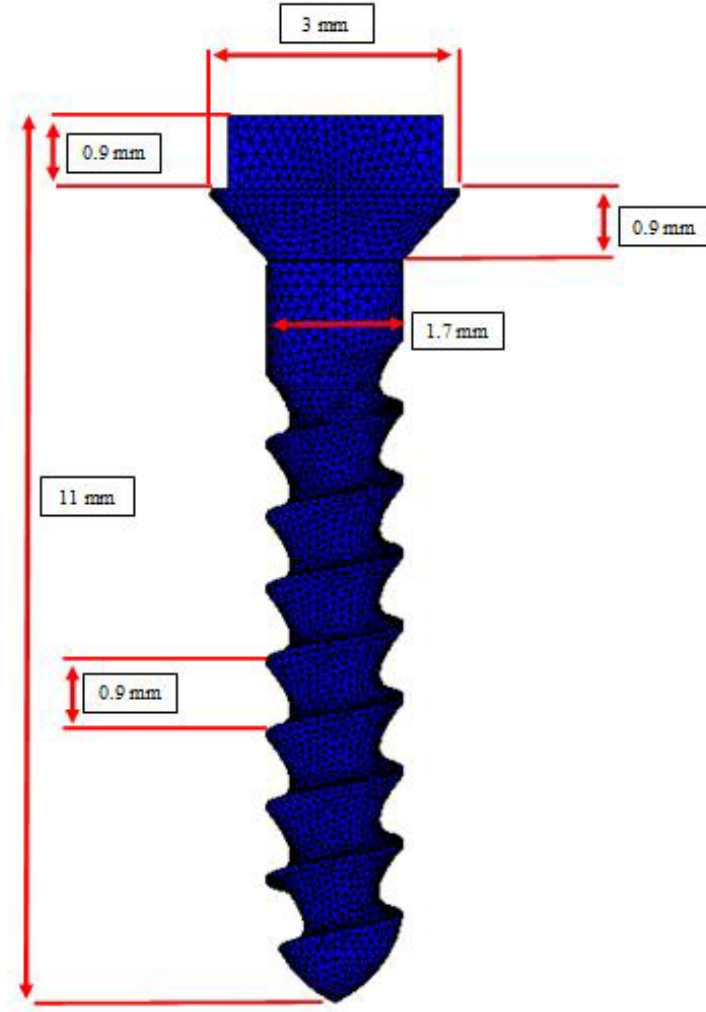
Kortikal kemik kalınlığı bloklarda 1.5 mm olarak, spongiyöz kemik kalınlığı ise 12 mm olarak modellenmiştir.

3.2. Mini-Vida Modellenmesi

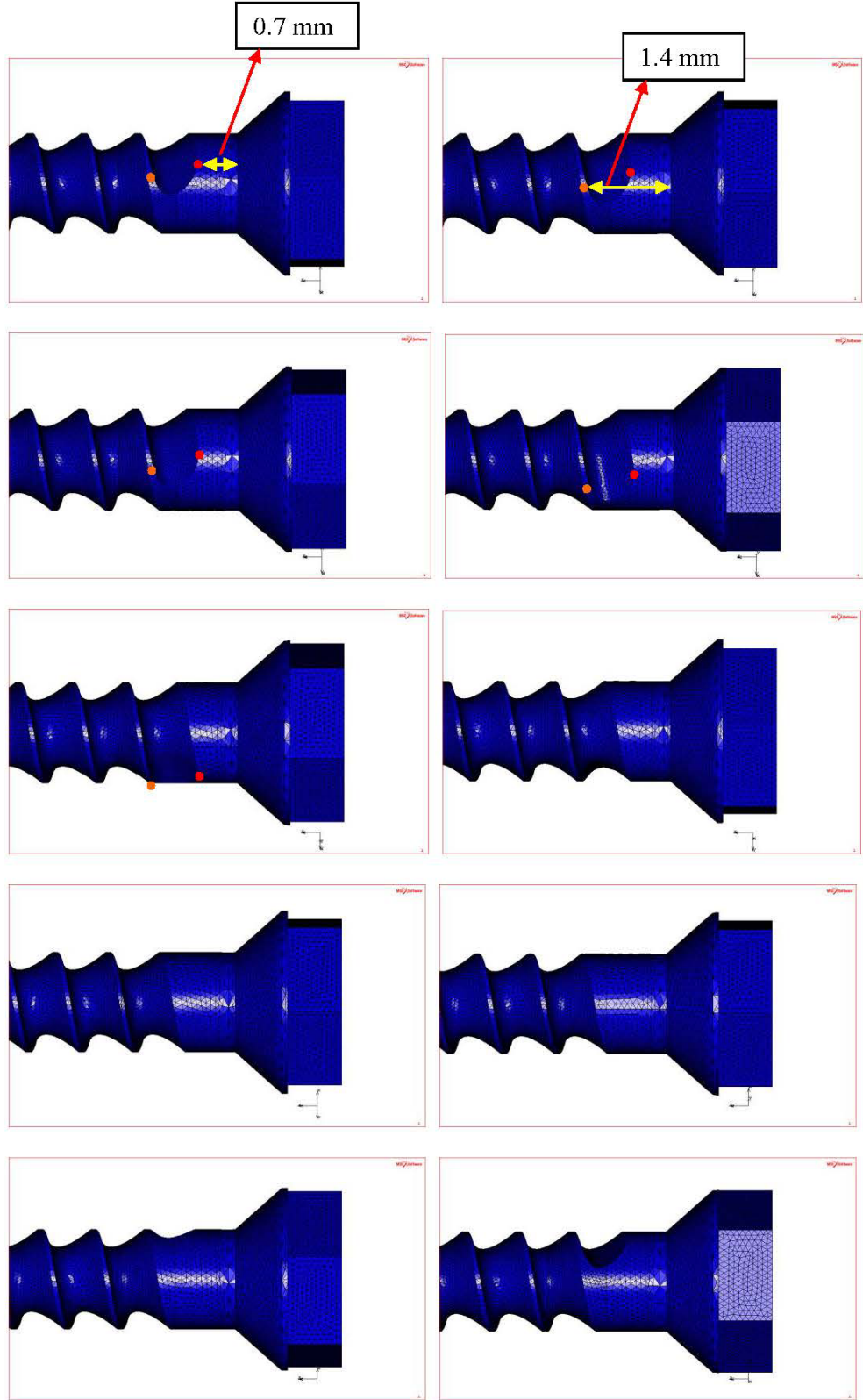
Tüm senaryolarda tek tip mini-vida kullanılmıştır; Ortho Easy (Forestadent, Germany) 8x1,7 mm. Araştırmamızda modellenmek için kullanılan mini-vida Tip V titanyumdur (Ti-6 Al-4V).

Mini-vidanın üç-boyutlu modeli, üç-boyutlu Steinbichler Scan ST tarayıcısında taranarak yapılarak elde edilmiştir.

Mini-vidanın detaylı boyutları Şekil 4'te gösterilmiştir. Yivlerin başlangıç noktalarının vida boynuna olan mesafeleri Şekil 5'te belirtildiği gibi en uzak noktada 1,4 mm, en yakın noktada ise 0,7 mm'dir.



Şekil 4: Mini-Vida Boyutları



Şekil 5: Mini-vida yiv başlangıcı ile boyun arası mesafe

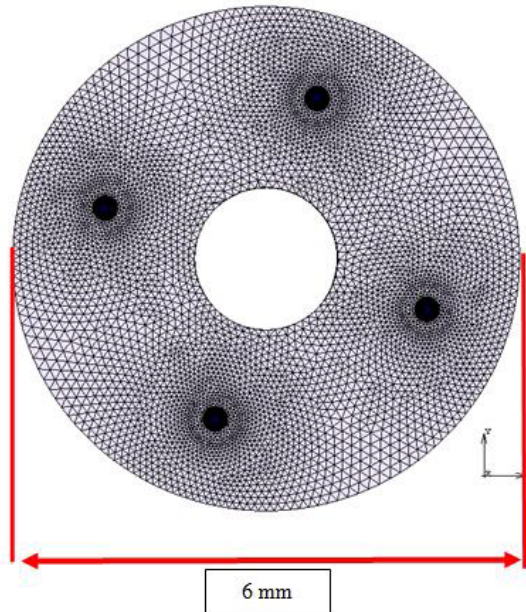
3.3. MIR Modellenmesi

Mini-vida'ların ankrajının artırılması amacıyla üretilen Mini İmplant Ring (MIR) (Trimed, Türkiye) Tip V titanyumdan (Ti-6 Al-4V) üretilmiştir. (Şekil 6)

MIR'ın üç-boyutlu modeli, üç-boyutlu Steinbichler Scan ST tarayıcısında taranarak elde edilmiştir.

Çalışmada kullanılan mini-vida yaygın kullanılan bir mini-vida olması açısından Forestadent firmasından seçilmiştir. Bu vidanın boyun kısmı ile MIR havşası arasında uyumsuzluk olmaması için, MIR havşası mini-vida boynuna uygun olarak MSC.Mentat yazılımında üç-boyutlu olarak düzenlenmiştir.

MIR kalınlığı tek mini-vida ile kullanılırken normalde olduğu gibi 1 mm olarak modellenmiştir. Senaryo 4'te platform için kullanıldığı durumda ise, plağın yumuşak dokunun üzerinde kalabilmesi için 2 mm olarak modellenmiştir.

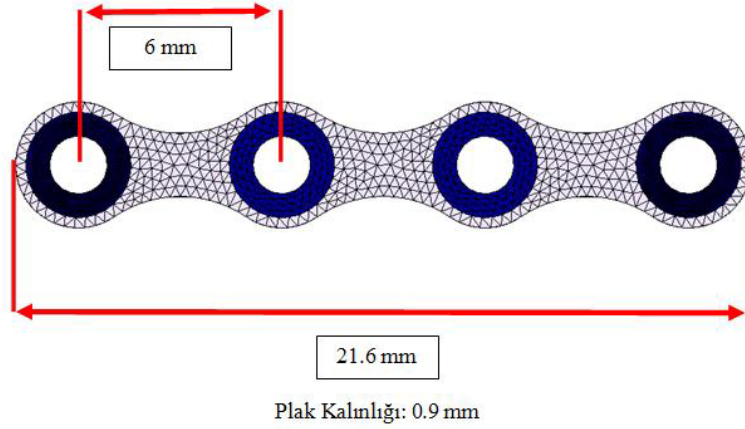


Şekil 6: MIR detay

3.4. Plak Modellenmesi

Çalışmada kullanılan plak Leibinger firmasından seçilmiştir. Araştırmamızda modellenmek için kullanılan plak Tip V titanyumdur (Ti-6 Al-4V). (Şekil 7)

Plağın üç-boyutlu modeli, üç-boyutlu Steinbichler Scan ST tarayıcısında taranarak yapılarak elde edilmiştir.



Şekil 7: Plak Boyutları

3.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Steinbichler Scan ST tarayıcısından gelen stl modeller, MSC.Mentat programında düzenlenerek istenilen geometriler ve kombinasyonlar oluşturuldu. Oluşturulan yüzey tria meshlerden oluşan kapalı geometriler “Tetra4” eleman yapısına sahip katı modellere çevrildi ve MSC.Marc programında analiz çalıştırıldı.

Tablo 1: Senaryolarda kullanılan düğüm ve eleman sayıları

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Senaryo 1	37787	185703
Senaryo 2	57796	295995
Senaryo 3	90801	466144
Senaryo 4	141442	717998

3.5.1. Materyal Özellikleri

Tablo 2: Senaryolarda kullanılan Young modülleri ve Poisson oranları

	Young's Modulus (MPa)	Poisson Oranı¹¹⁵
Kortikal	13700	0.3
Spongiyoz	7900	0.3
Vida	105000	0.33
Mir	105000	0.33
Plak	105000	0.33

3.5.2. Sınır Koşulları

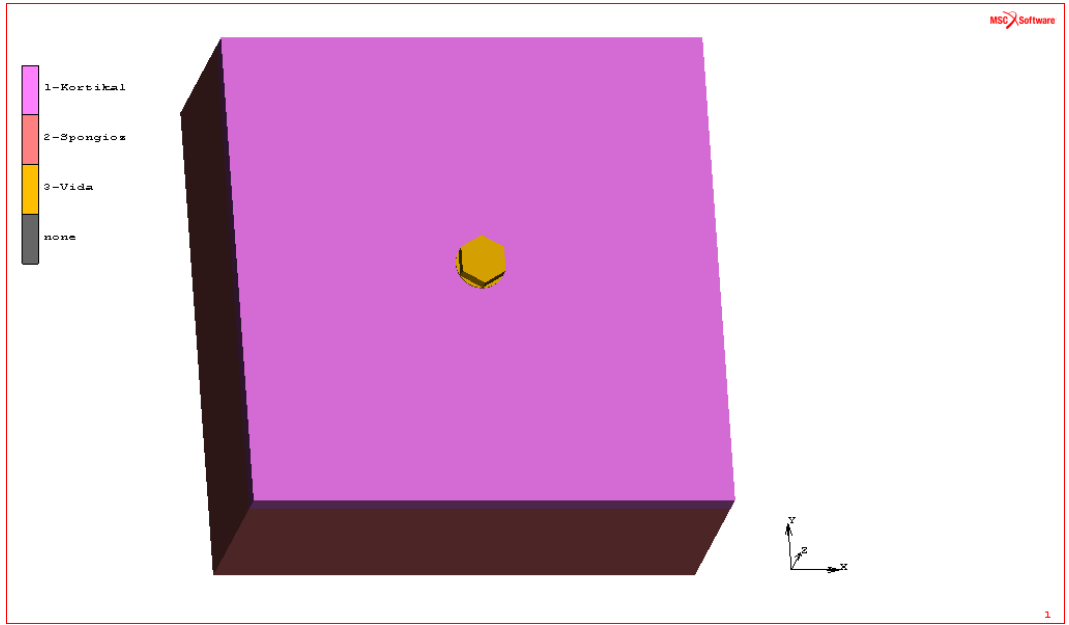
Modellerin içine yerleştirildiği dikdörtgen prizmaların vida takılan yüzeyleri dışında kalan 5 yüzeyinde yer alan düğüm noktaları x,y,z eksenlerinde deplasman ve rotasyona kapatılarak sabitlenmiştir. Vidalara yapılan yüklemeler, vidanın tepe orta noktasından yapılmıştır. Plaklı modellerde ise plağın orta noktasından yükleme yapılmıştır.

3.6. Senaryoların Oluşturulması

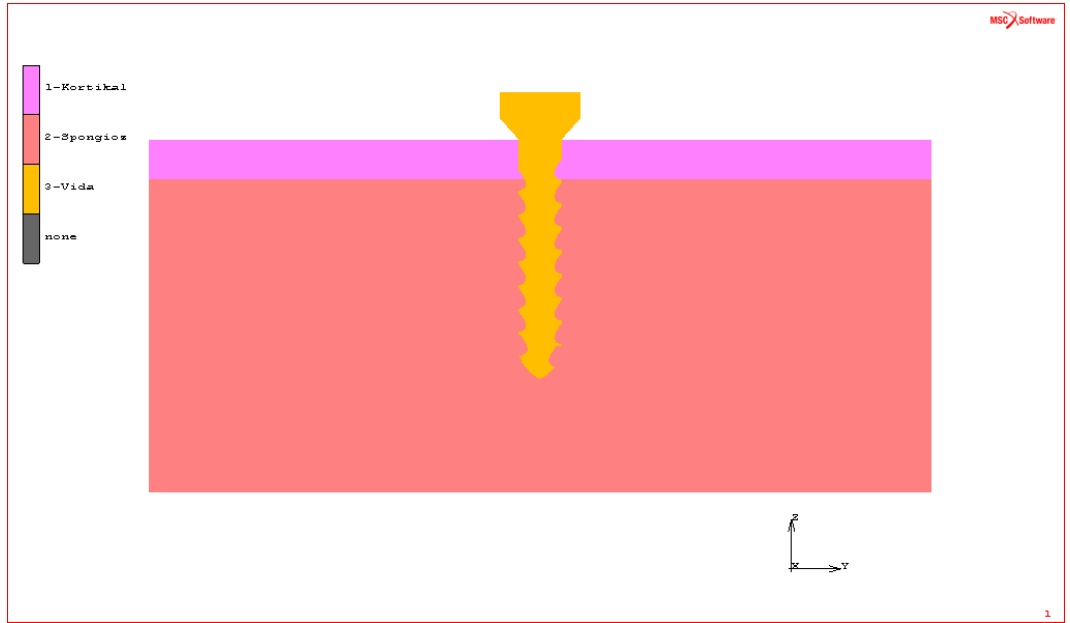
3.6.1. Senaryo 1

1. Senaryoda hazırlanmış matematiksel modele sadece ortodontik mini-vida yerleştirildiğinde yapıda oluşan stres dağılımları incelenmiştir (şekil 8).

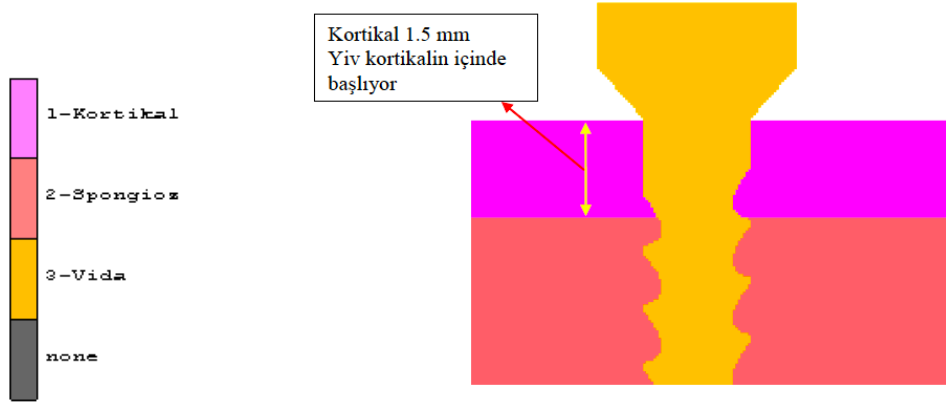
şekil 9’da uygulanan mini-vidanın kemik içerisindeki konumunun kesit görüntüsü izlenmektedir. Mini-vidanın boyun kısmı ve başlangıç yivinin kortikal kemik içerisinde, diğer bölümlerinin spongiyoz kemik içerisindeki konumu şekil 9 ve şekil 10’de detaylı olarak gösterilmiştir.



Şekil 8: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, genel görünüm



Şekil 9: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, kesit görünümü

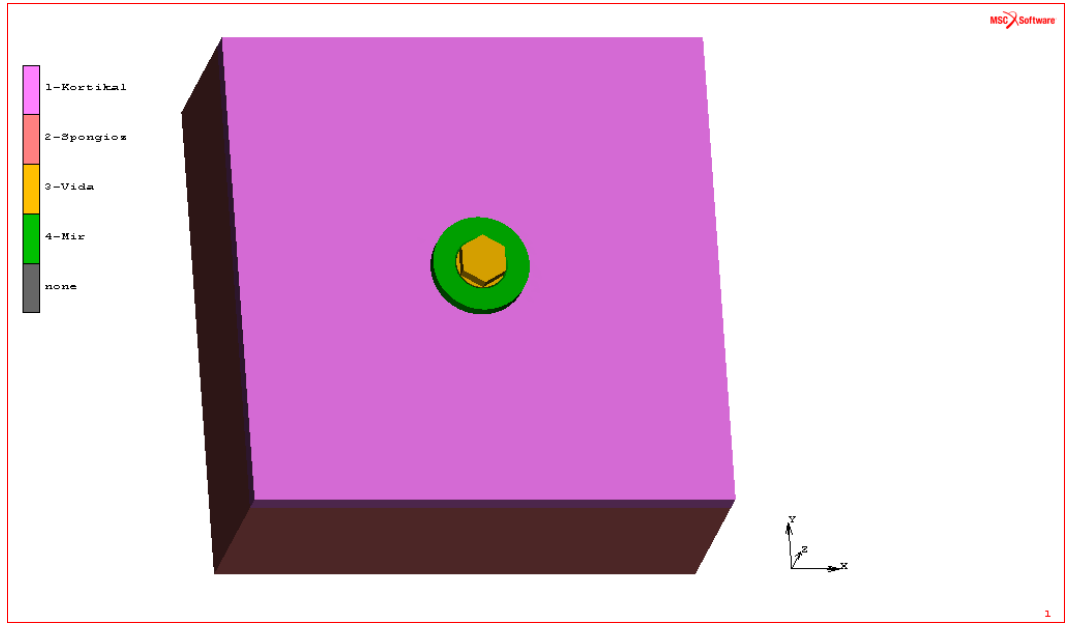


Şekil 10: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, kesit görünümü yiv detayı

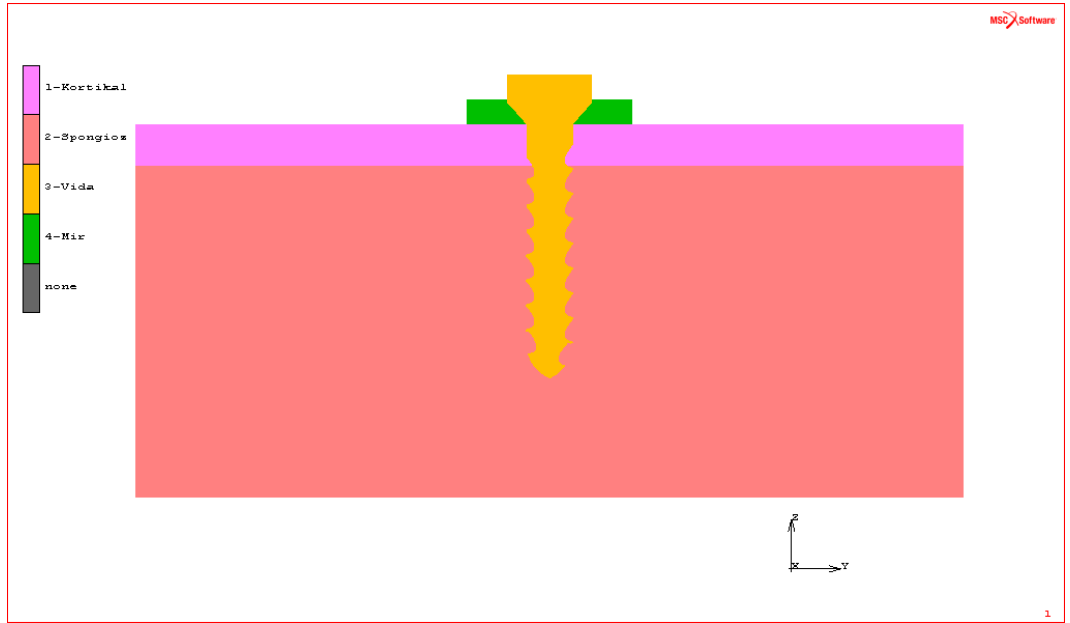
3.6.2. Senaryo 2

2. Senaryoda hazırlanmış matematiksel modele ortodontik mini-vida MIR ile yerleştirildiğinde yapıda oluşan stres dağılımları incelenmiştir (Şekil 10).

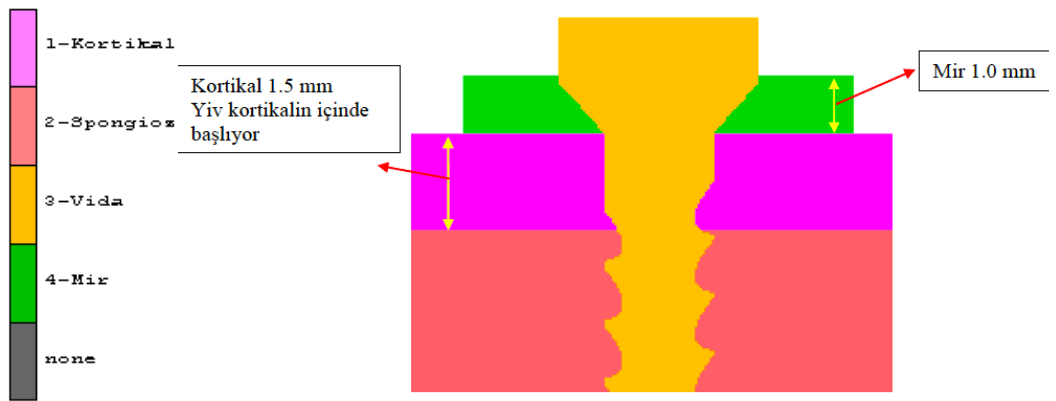
Şekil 11’da uygulanan mini-vidanın kemik içerisindeki konumunun kesit görüntüsü izlenmektedir. Mini-vidanın boyun kısmı ve başlangıç yivinin kortikal kemik içerisinde, diğer bölümlerinin spongiyöz kemik içerisindeki konumu Şekil 11 ve Şekil 12’de detaylı olarak gösterilmiştir.



Şekil 11: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, genel görünüm



Şekil 12: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, kesit görünümü

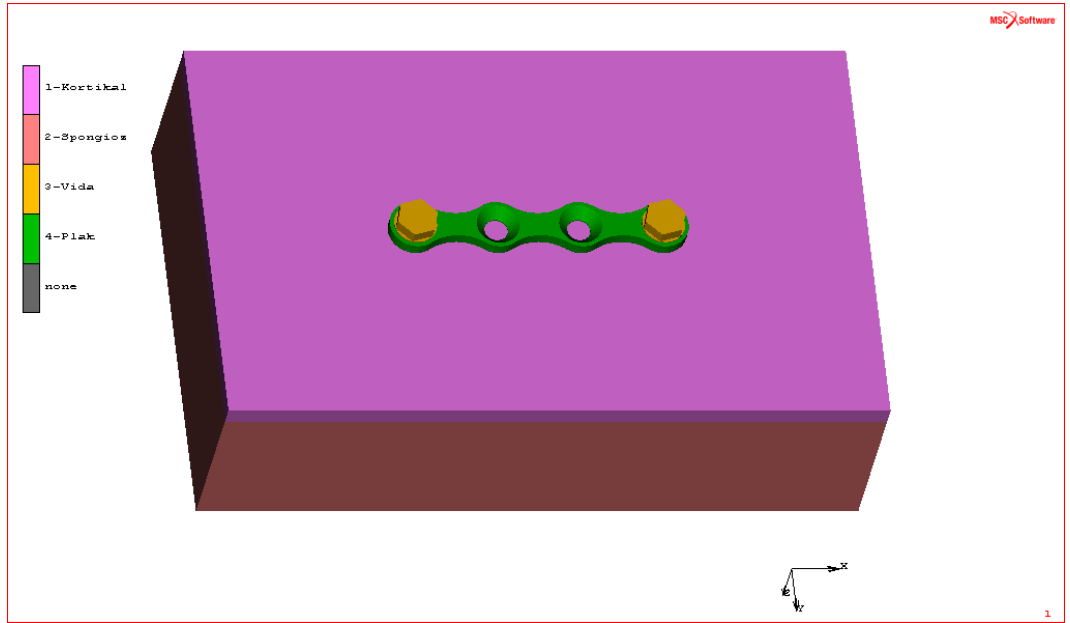


Şekil 13: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, kesit görünümü yiv detayı

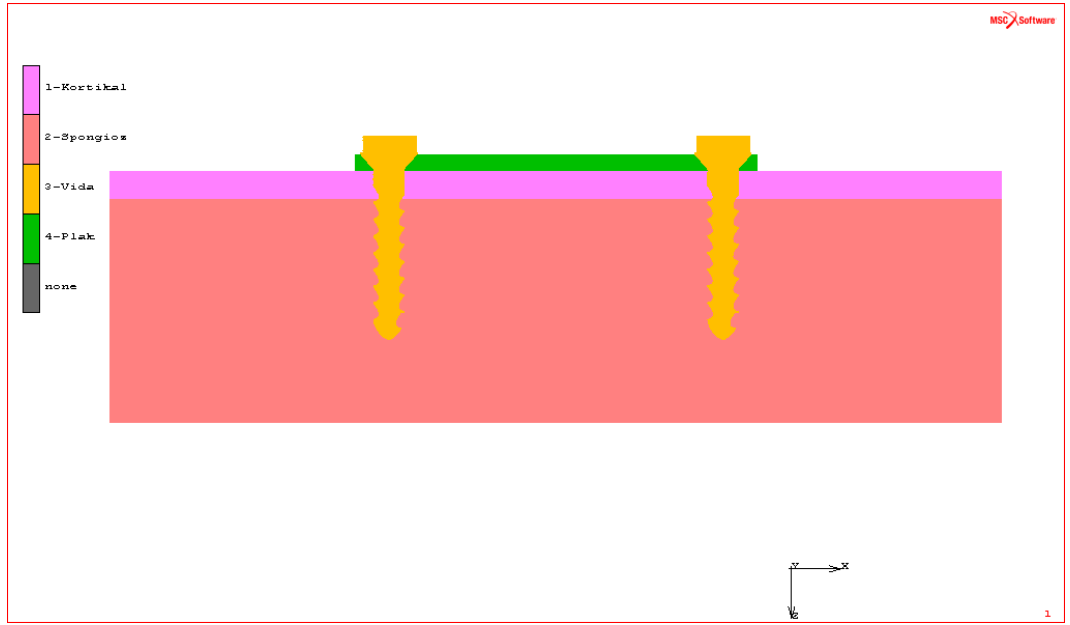
3.6.3. Senaryo 3

3. Senaryoda hazırlanmış matematiksel modele plak, iki adet ortodontik mini-vida ile yerleştirildiğinde yapıda oluşan stres dağılımları incelenmiştir (Şekil 14).

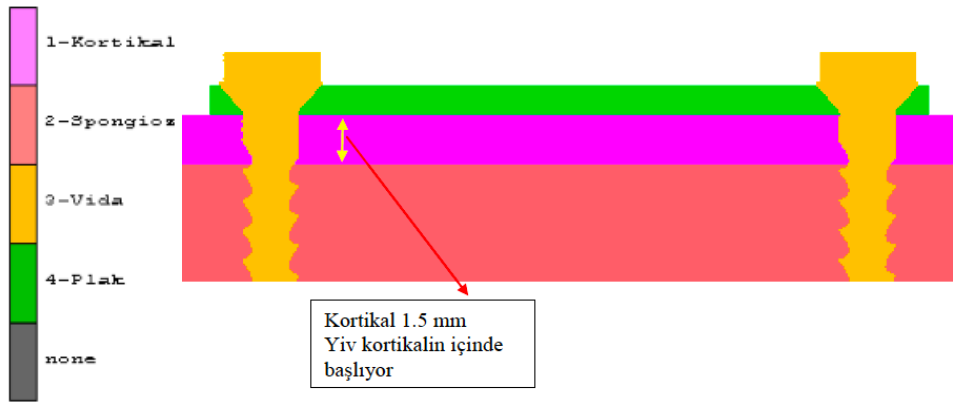
Şekil 15'da uygulanan mini-vidanın kemik içerisindeki konumunun kesit görüntüsü izlenmektedir. Mini-vidanın boyun kısmı ve başlangıç yivinin kortikal kemik içerisinde, diğer bölümlerinin spongiyöz kemik içerisindeki konumu Şekil 15 ve Şekil 16'te detaylı olarak gösterilmiştir.



Şekil 14: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, genel görünüm



Şekil 15: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, kesit görünümü

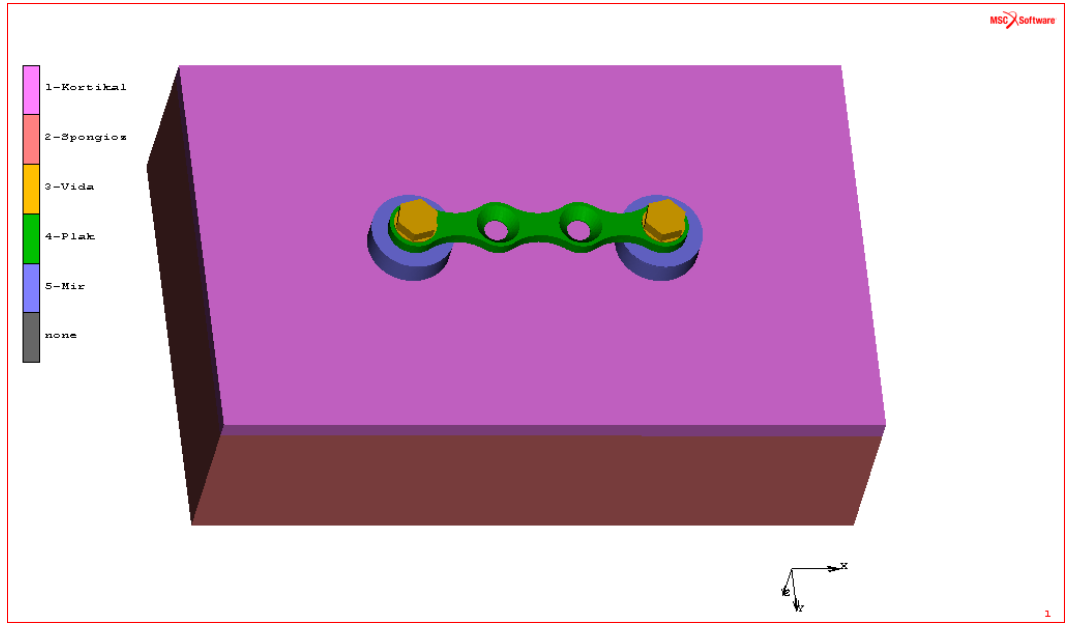


Şekil 16: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, kesit görünümü yiv detayı

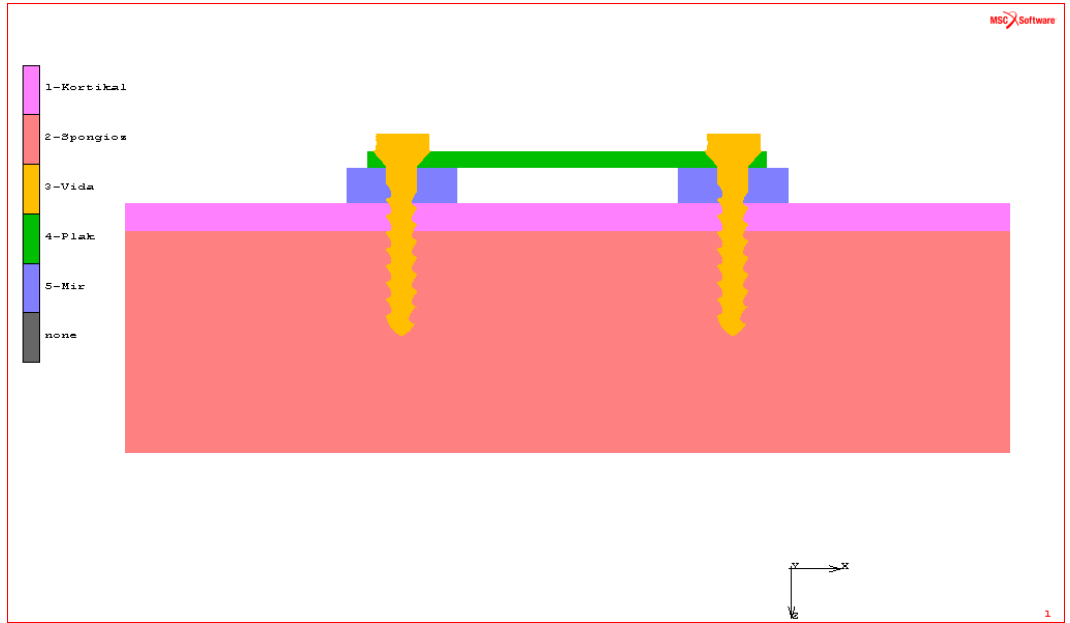
3.6.4. Senaryo 4

3. Senaryoda hazırlanmış matematiksel modele iki adet MIR üzerinde plak, iki adet ortodontik mini-vida ile yerleştirildiğinde yapıda oluşan stres dağılımları incelenmiştir (Şekil 17).

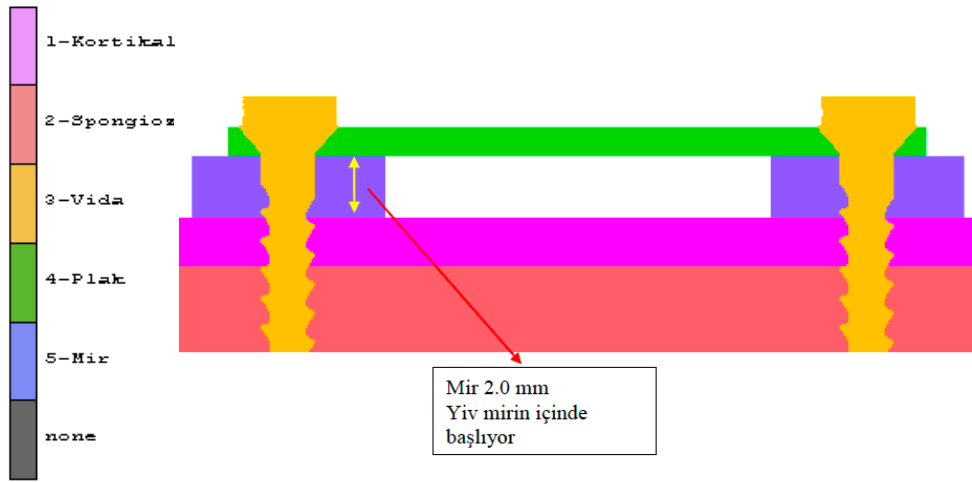
Şekil 18'da uygulanan mini-vidanın kemik içerisindeki konumunun kesit görüntüsü izlenmektedir. Mini-vidanın boyun kısmı ve başlangıç yivinin MIR içerisinde, diğer bölümlerinin kortikal ve spongiyöz kemik içerisindeki konumu Şekil 18 ve Şekil 19'te detaylı olarak gösterilmiştir.



Şekil 17: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, genel görünüm



Şekil 18: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, kesit görünümü

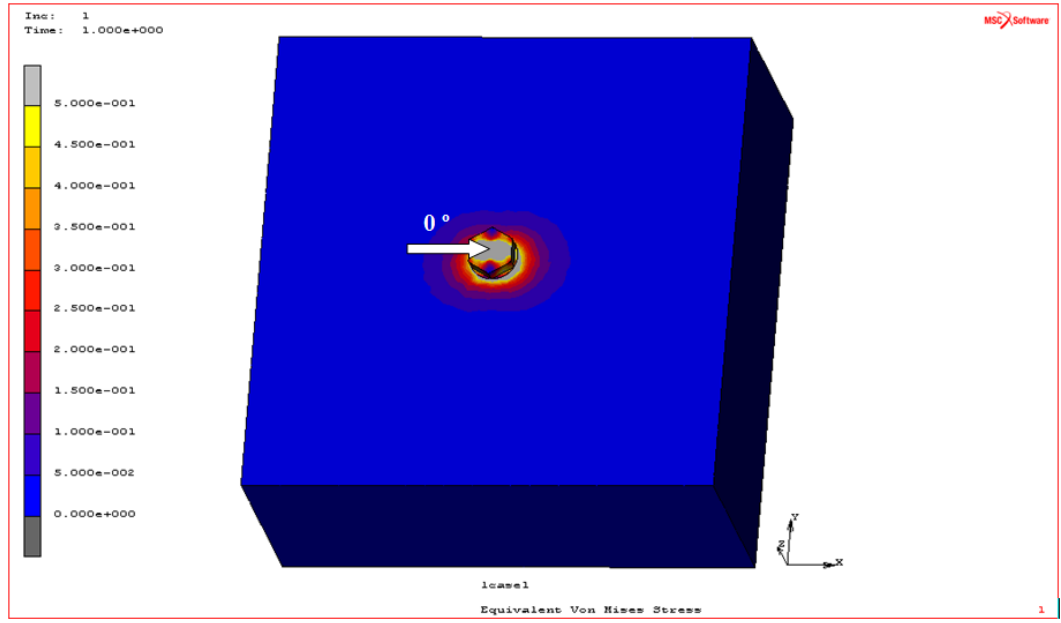


Şekil 19: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, kesit görünümü yiv detayı

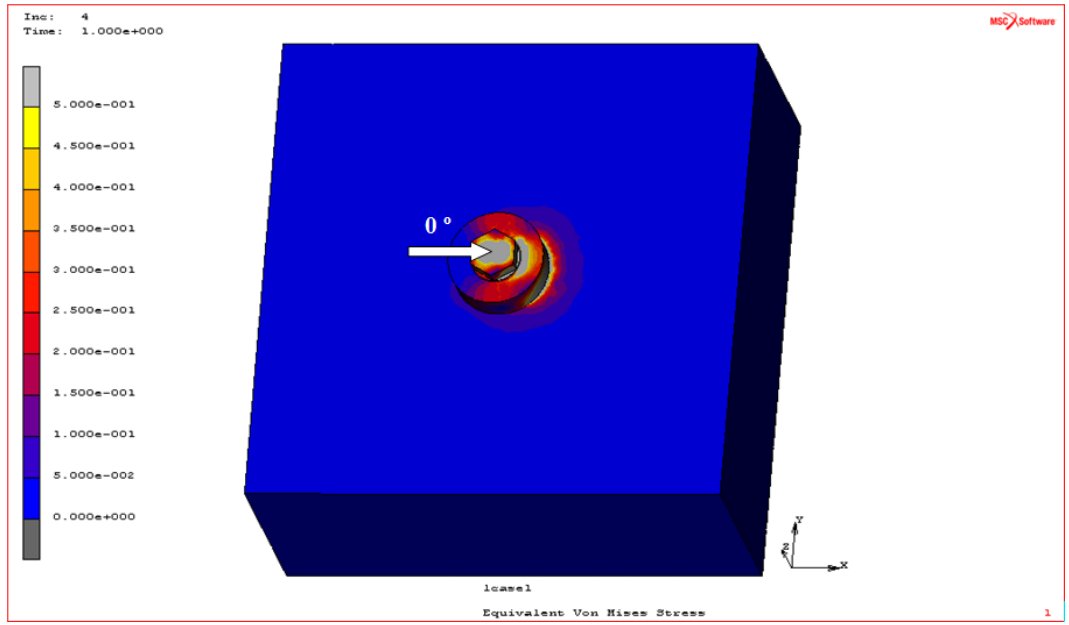
3.7. Modellerde Kuvvetin Uygulanması

Şekil 20 -Şekil 23’de beyaz okların uç noktaları kuvvetin uygulandığı merkez noktayı göstermektedir. Şekil 20 ve Şekil 21’da kuvvet vida başının tam merkezinden uygulandığı, Şekil 22 ve Şekil 23’de mini-plakların yüzeyinin geometrik orta noktasından kuvvet uygulandığı gösterilmiştir.

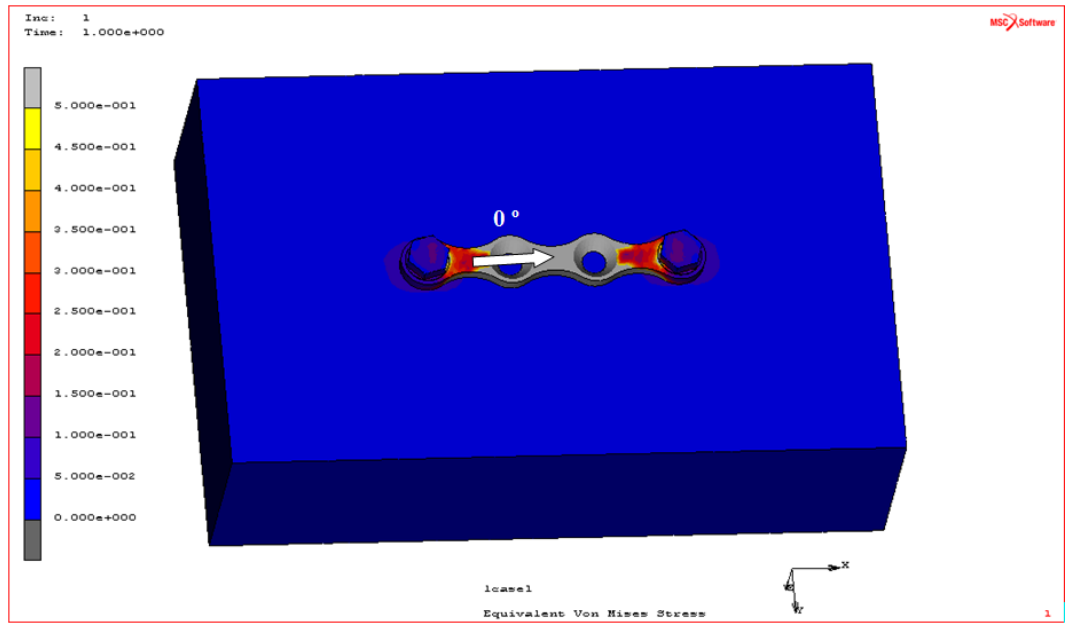
Şekil 24’te ise mini-vida modelden uzaklaştırıldığında kuvvet doğrultusunda bakılırken kemik kortikal yüzeyinde görülen stres dağılımları gösterilmiştir.



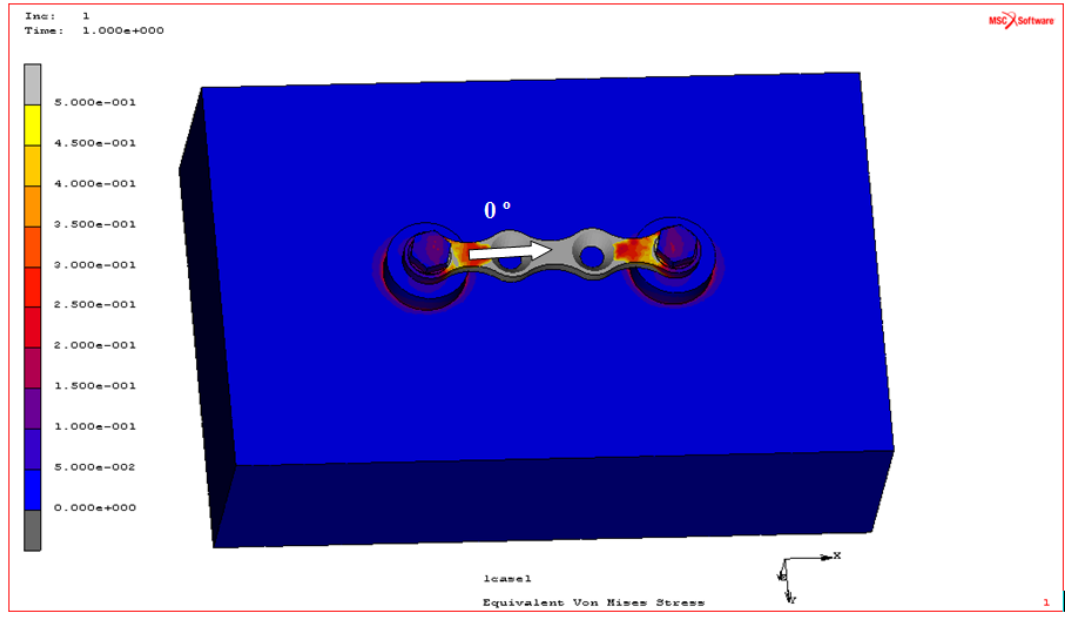
Şekil 20: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, genel görünümde kuvvet uygulama doğrultusu



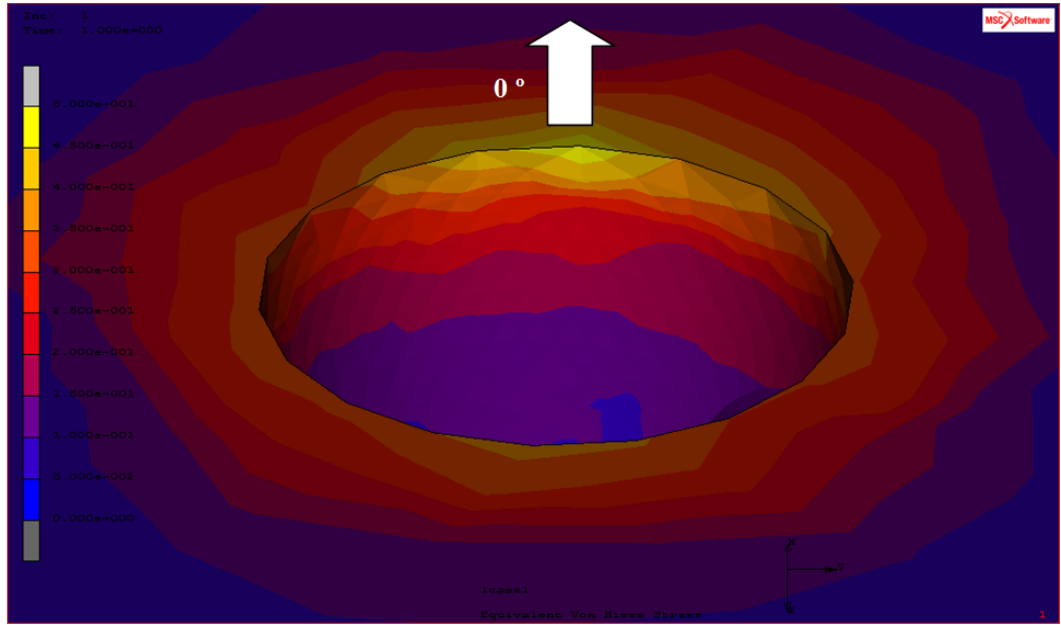
Şekil 21: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modeli, genel görünümde kuvvet uygulama doğrultusu



Şekil 22: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, genel görünümde kuvvet uygulama doğrultusu

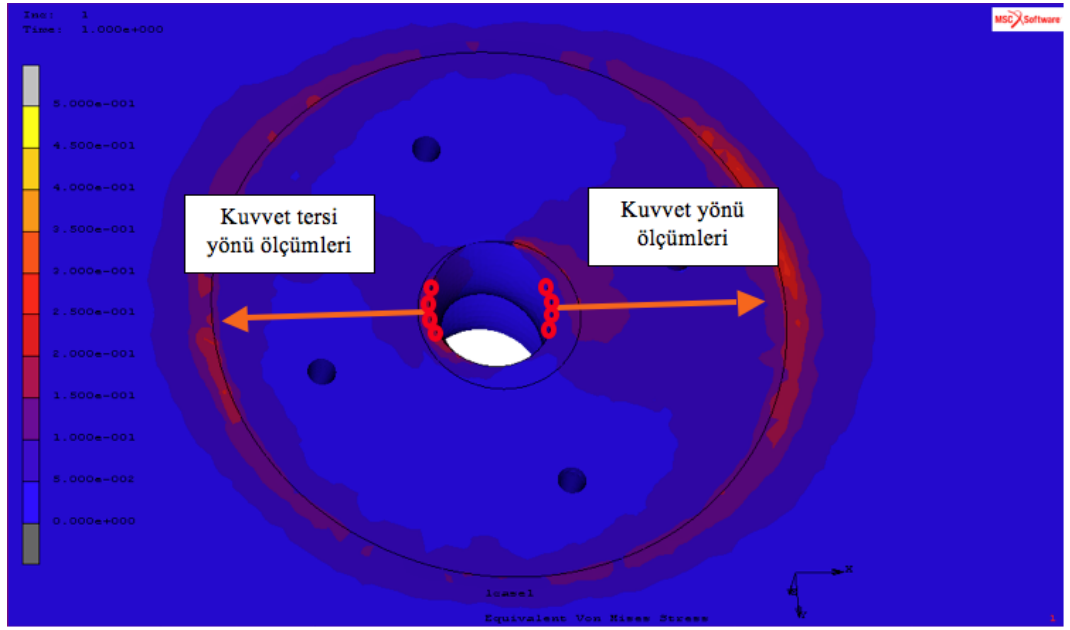


Şekil 23: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modeli, genel görünümde kuvvet uygulama doğrultusu



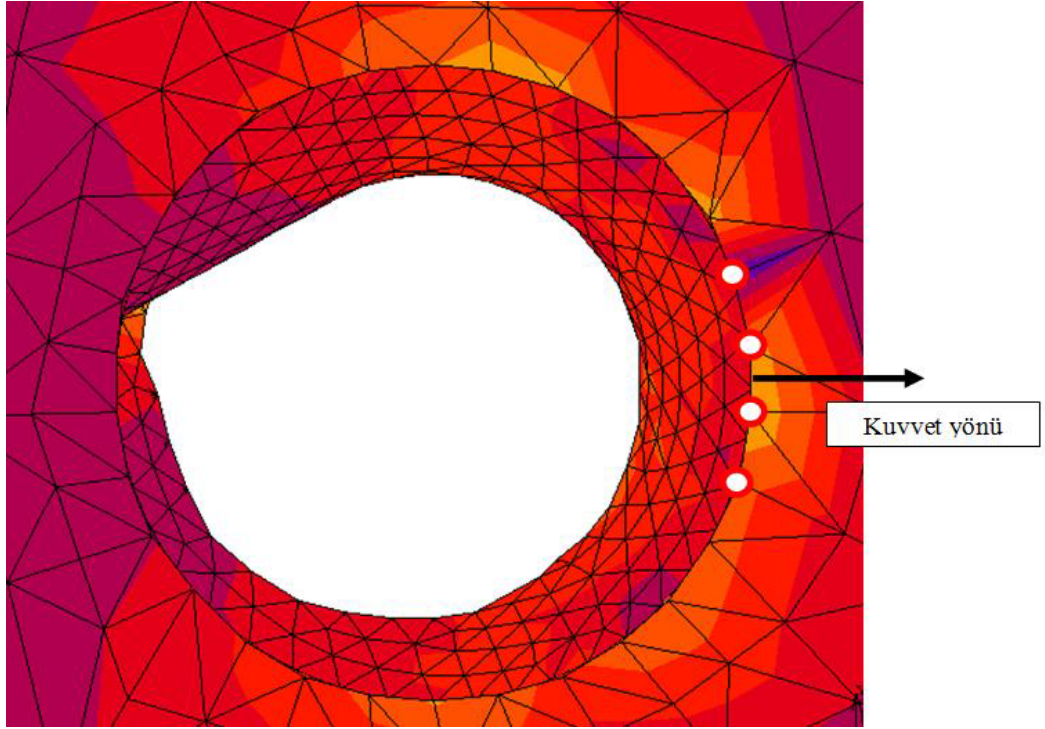
Şekil 24: Blok kemik modeli, yakın görünümde kuvvet uygulama doğrultusu

Kuvvet yönü ve kuvvet tersi yönü doğrultusunda kortikal kemik yüzeyi ile mini-vida boynu arasında oluşan gerilmeler ölçülürken 4'er adet "node"dan ölçüm yapılmıştır (Şekil 25). Bu değerler mini-vida yüklendiği zaman, kortikal kemik yüzey kenarına uyguladığı stresler ölçülebilirsin diye değerlendirmeye alınmıştır. Sadece ortalama gerilme değerleri oluşan stresleri açıklamada yeterli olmamaktadır. Kortikal üzerindeki en yüksek gerilme MIR dış kenarının kortikal kemiğe bası yaptığı bir bölgede olabilirken, bununla başka bir modelde mini-vida boynunda en yüksek gerilme değerlerini karşılaştırmak açıklayıcı olmayacaktır. Bu sebeple kuvvet yönü ve kuvvet tersi kuvvetler doğrultularında boyun bölgesinde oluşan stresler ayrı ayrı verilmiş, MIR'ın dış kenarının, sivri çıkıntılarının stresleri ayrı ayrı belirtilmiştir.



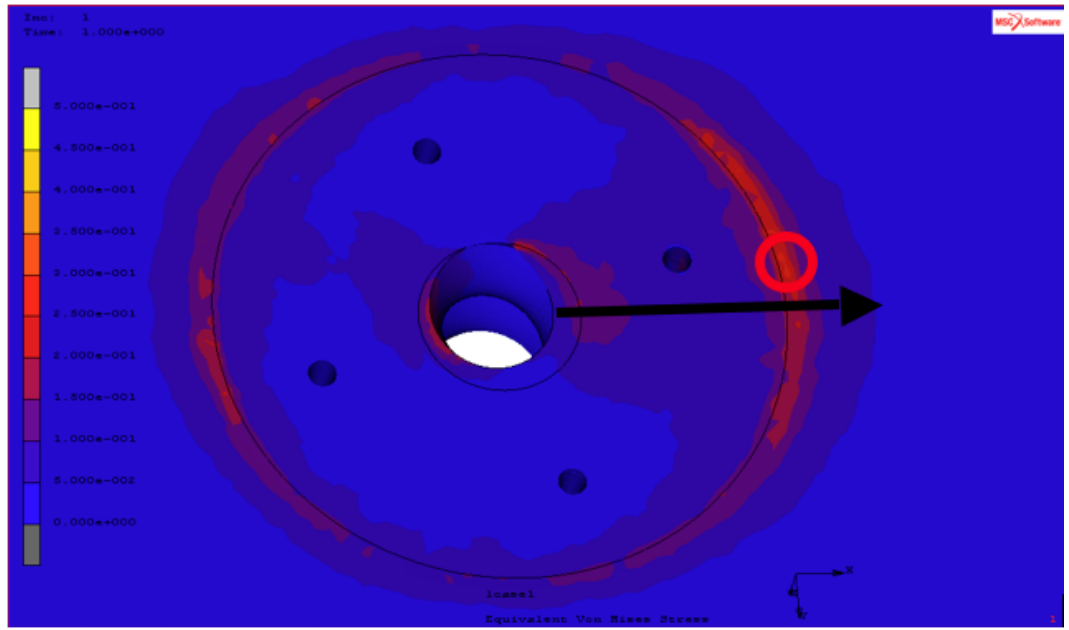
Şekil 25: Kuvvet yönü ve kuvvet tersi yönü doğrultusunda ölçüm yapılan 4'er adet "node"un temsili gösterimi

Kuvvet yönü doğrultusunda gerilme ölçülmek istendiğinde vida deliğinde, kenarda, tam kuvvet çizgisi üzerinde bir “node” denk gelmeyebiliyor. Bu yüzden bu hattın iki tarafından en yakın ikişer adet “node” seçilmiş ve bunların değerleri ayrı ayrı ölçülmüş ve ortalamaları alınarak değerlendirmeye alınmıştır (Şekil 26).



Şekil 26: Kuvvet yönü doğrultusunda ölçüm yapılan 4 adet “node”un yakın görüntü üzerinde gösterimi (kuvvet yönü doğrultusunun iki yanından ikişer adet)

Bazen ortalama en yüksek değerler, farklı noktalardan alınan değerlerden hiçbirinde ölçülemeyebiliyor. Bu durumda bu gerilme değerlerinin nerede oluştuğu belirtilmiştir. Örneğin; MIR dış hattı kuvvet yönündeki değerler ölçülmesine rağmen en yüksek stres bu değerlerle uyuşmayabilmektedir. Bunun sebebi vida yivlerinin simetrik olmaması ve yiv yapısının farklı devrilme momentlerine sebep olabilmesidir. Aşğıdaki şekilde kuvvet yönü ve buna yakın ama doğrultu üzerinde bulunmayan en yüksek gerilme oluşan bölge gösterilmiştir. (Şekil 27)



Şekil 27: Kuvvet yönünden sapan en yüksek streslerin görseli

4. BULGULAR

Tezde kullanılan geçici ankraj aygıtları ve kemik yapı üzerinde oluşan stres dağılımları aşağıdaki sırayla bulgulanmıştır.

- Genel yapıdaki von Mises stres dağılımları
- Kortikal kemikteki von Mises stres dağılımları
- Kortikal kemikteki maksimum asal stres dağılımları
- Kortikal kemikteki minimum asal stres dağılımları
- Spongiyoz kemikteki von Mises stres dağılımları
- Spongiyoz kemikteki maksimum asal stres dağılımları
- Spongiyoz kemikteki minimum asal stres dağılımları
- Mini-vidalar üzerindeki von Mises stres dağılımları
- MIR'lar üzerindeki von Mises stres dağılımları
- Mini-vidalar üzerindeki von Mises stres dağılımları

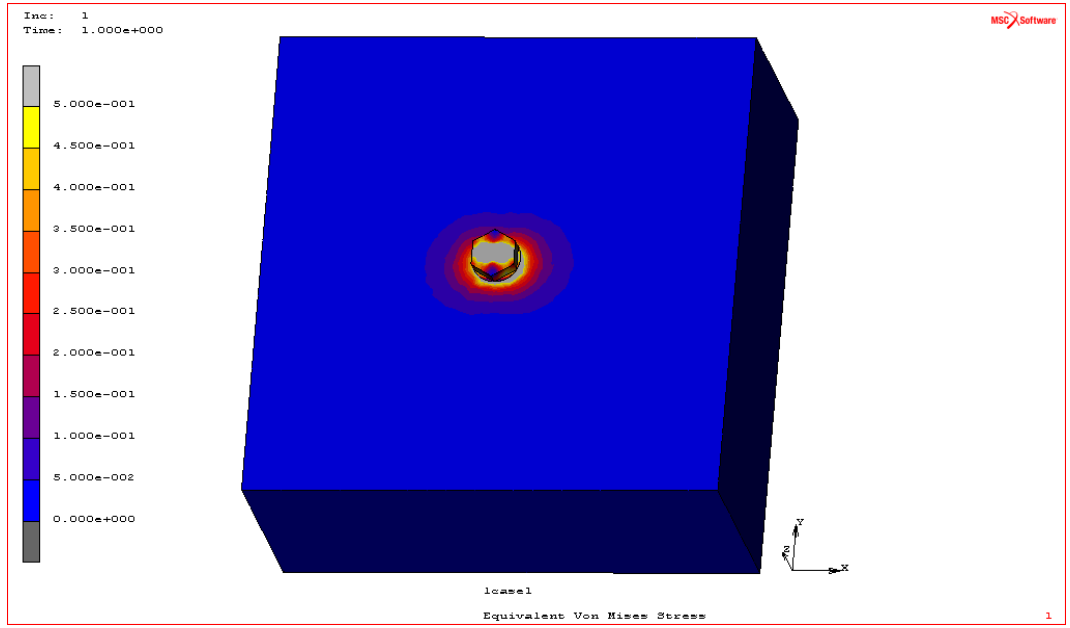
4.1. Von Mises Gerilmesi Genel Görünümü

Şekil 28'te tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, genel görünümde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir. Maksimum von Mises gerilme değeri 6.7 MPa olarak mini-vida üzerinde oluşmuştur.

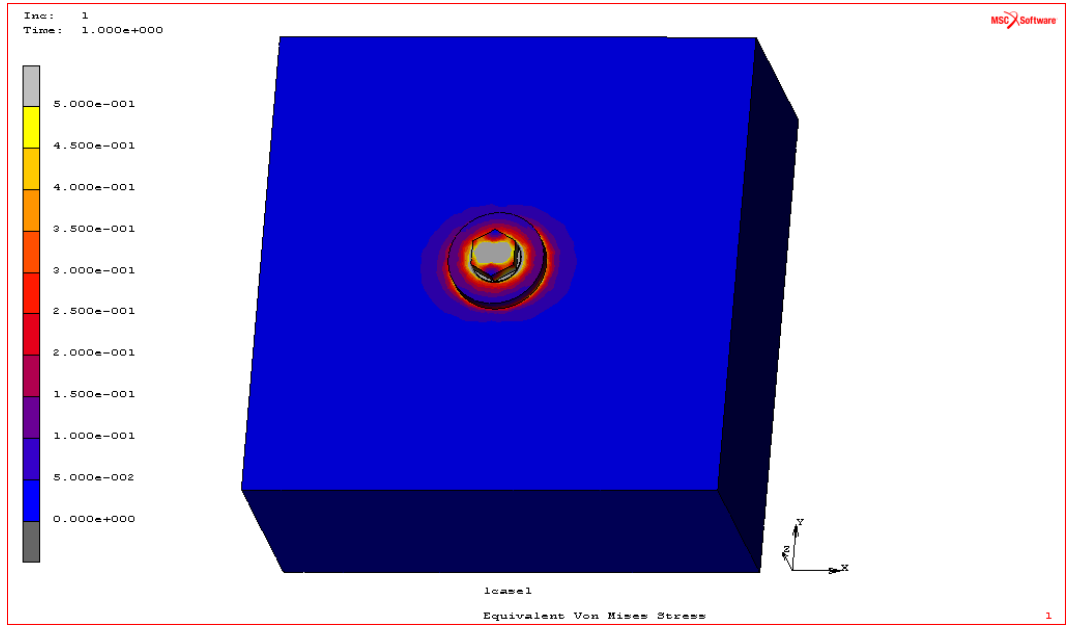
Şekil 29'te MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, genel görünümde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir. Maksimum von Mises gerilme değeri 1.6 MPa olarak mini-vida üzerinde oluşmuştur.

Şekil 30'da iki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, genel görünümde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir. Maksimum von Mises gerilme değeri 3.3 MPa olarak yüklemenin yapıldığı bölgede plağın ortasında oluşmuştur.

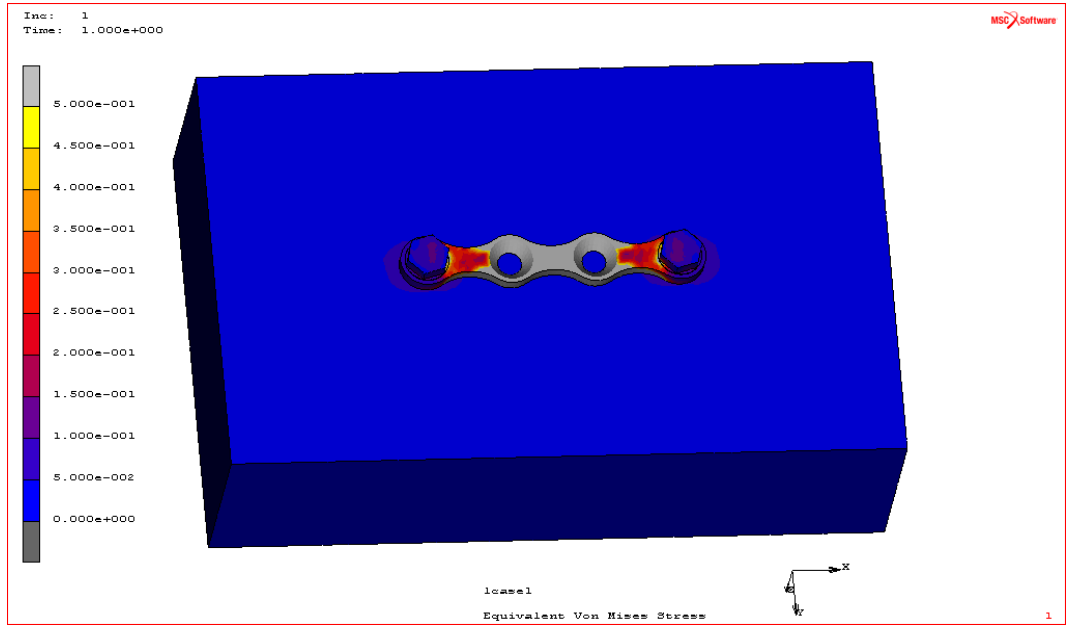
Şekil 31'de iki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, genel görünümde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir. Maksimum von Mises gerilme değeri 9.6 MPa olarak mini-vida yivi ile MIR temas noktasında mini-vida üzerinde oluşmuştur.



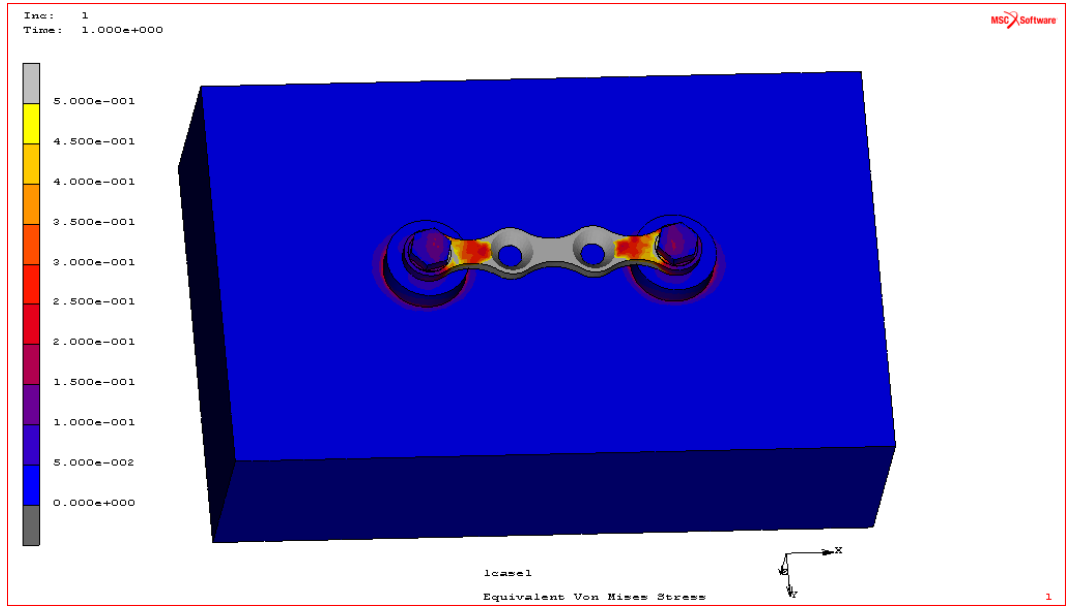
Şekil 28: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, genel görünümde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler



Şekil 29: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, genel görünümde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler



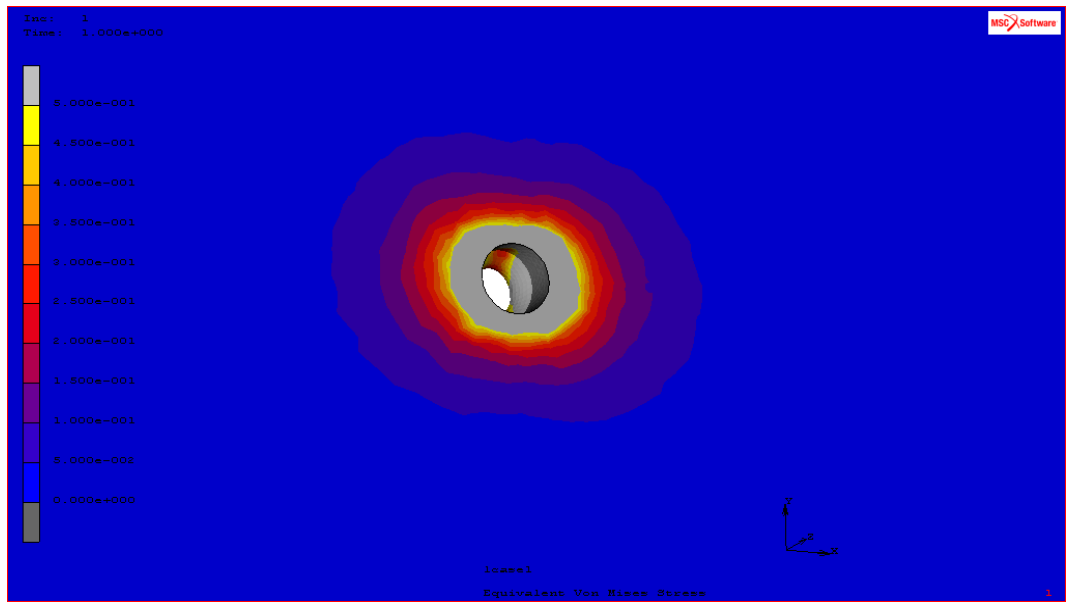
Şekil 30: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, genel görünümde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler



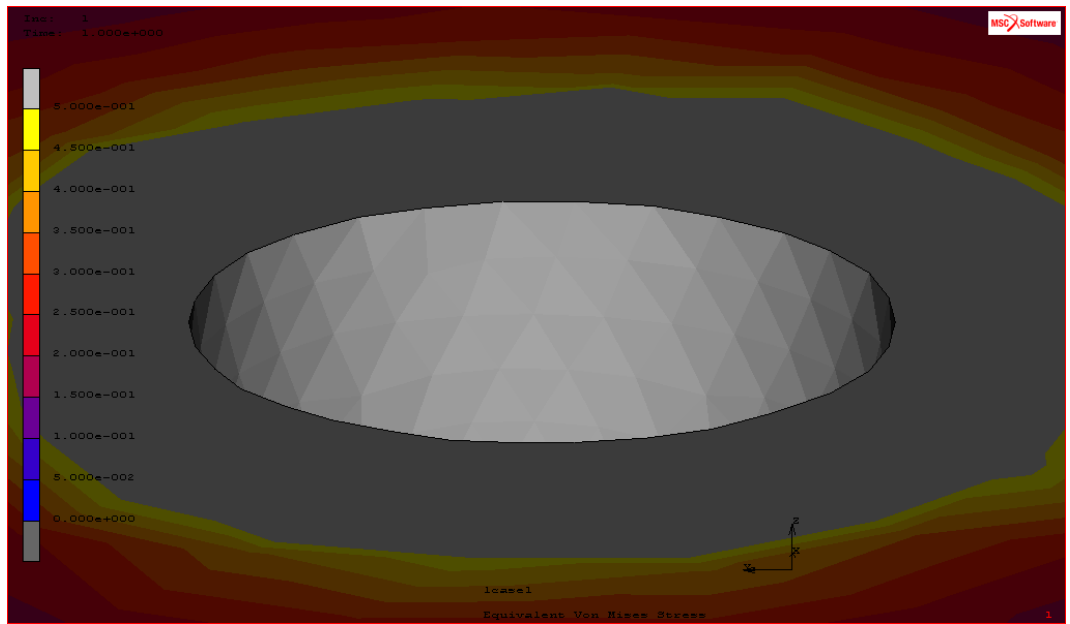
Şekil 31: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, genel görünümde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

4.2. Kortikal Kemikte Oluşan Von Mises Gerilmesi

Aşağıda tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 32). En yüksek von Mises gerilme değeri 2.8 MPa olarak kuvvet uygulama yönünün ters tarafında kortikal kemik yüzeyi ile vidanın boynu arasında ölçülmüştür. Kuvvet uygulama yönü doğrultusunda von Mises gerilmesi izlenen bölgelerin yakın görüntüsü izlenmektedir (Şekil 33). Kortikal kemikte kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilme değeri 2.15 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 2.48 MPa olarak ölçülmüştür.

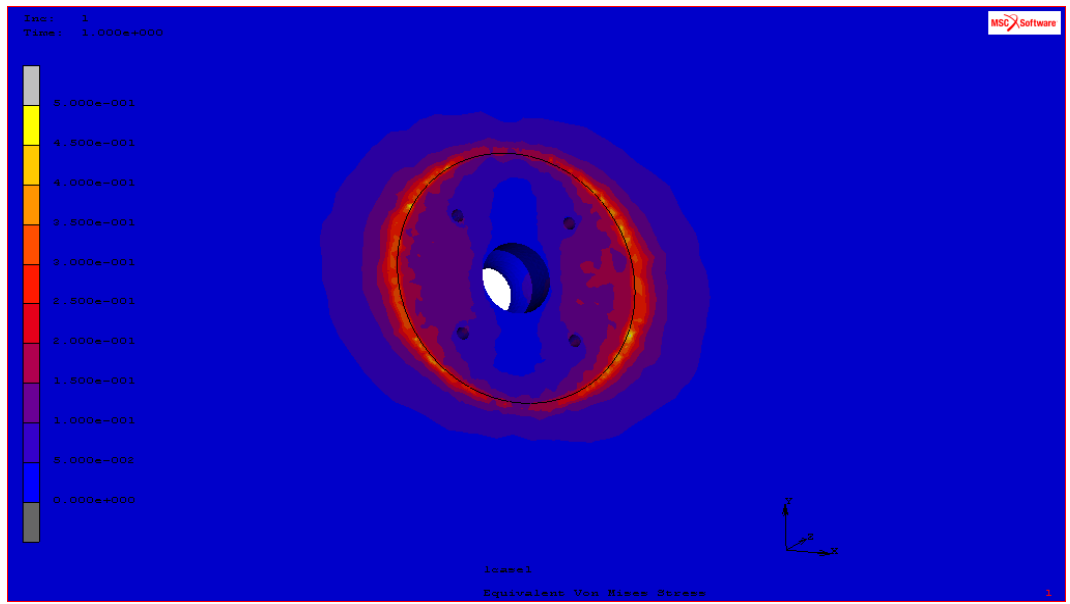


Şekil 32: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

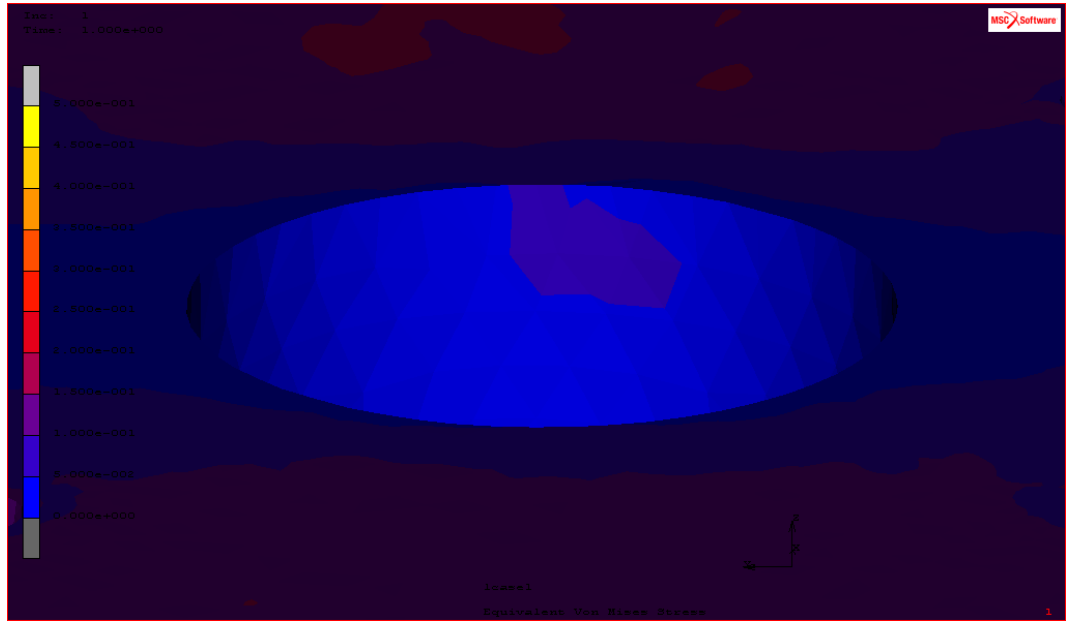


Şekil 33: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgelerin yakın görüntüsü

Aşağıda MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 34). En yüksek von Mises gerilme değeri 0.5 MPa olarak MIR dış hattı ile kortikal kemik arasında, kortikal kemik yüzeyinde ölçülmüştür. Aşağıda kuvvet uygulama yönü doğrultusunda von Mises gerilmesi izlenen bölgelerin yakın görüntüsü izlenmektedir (Şekil 35). Kortikal kemik yüzeyinde kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilme değeri 0.05 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 0.05 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde uygulama yönü doğrultusunda MIR dış hattı ile kortikal kemik arasında ortalama von Mises gerilme değeri 0.3 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde MIR sivri çıkıntılarından, kortikal kemik ile arasında en yüksek von Mises gerilme değerine sahip olanının von Mises gerilme değeri 0.2 MPa olarak ölçülmüştür.

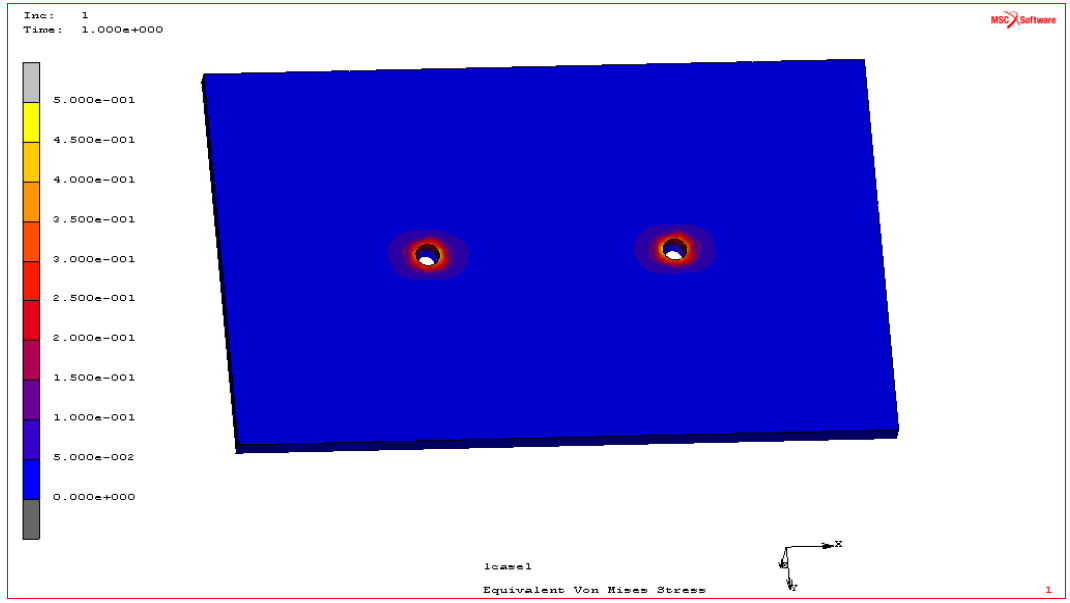


Şekil 34: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

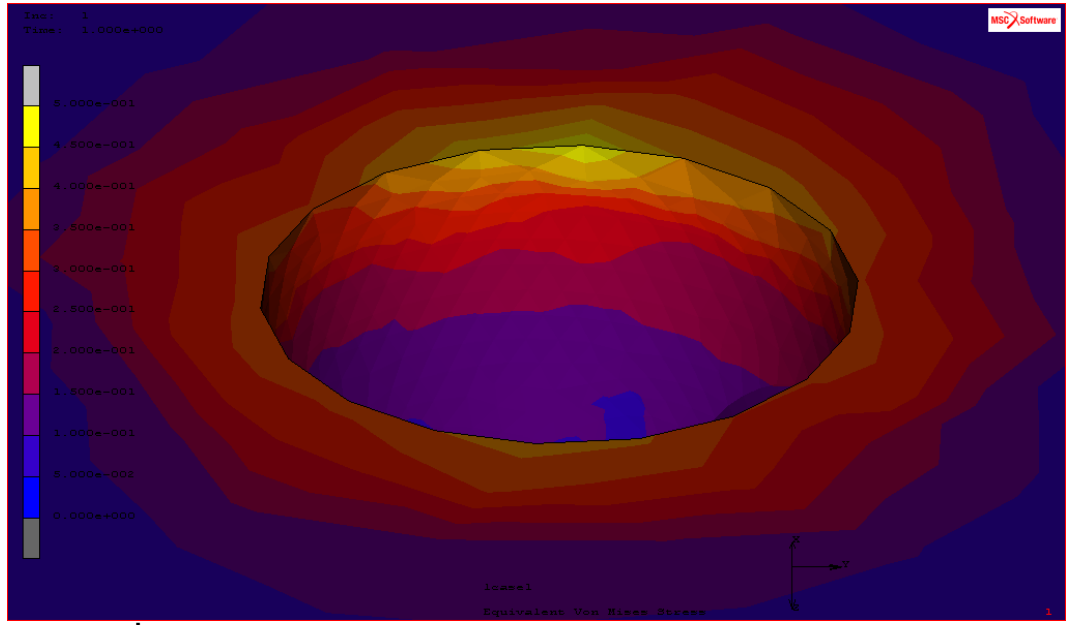


Şekil 35: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgelerin yakın görüntüsü

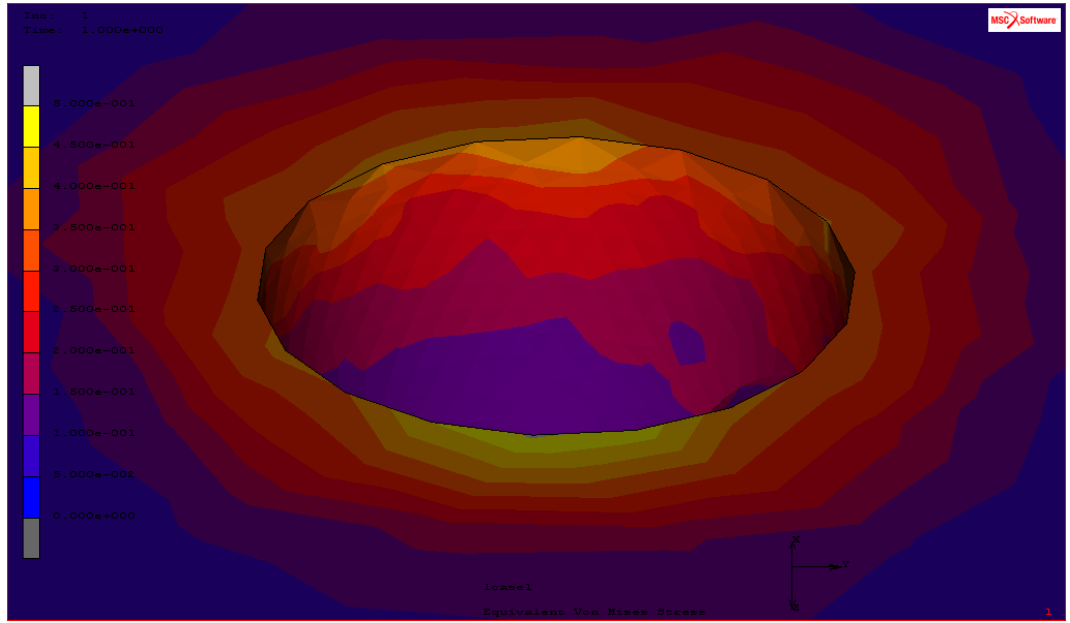
Aşağıda iki mini-vida ve plak uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 36). En yüksek von Mises gerilme değeri 0.5 MPa olarak kuvvet yönü vida deliğinde kuvvet uygulama yönünün ters tarafında kortikal kemik yüzeyi ile vidanın boynu arasında ölçülmüştür. Aşağıda kuvvet uygulama yönü doğrultusunda von Mises gerilmesi izlenen bölgelerin yakın görüntüsü kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde (Şekil 37) ve kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde (Şekil 38) ayrı ayrı izlenmektedir. Kortikal kemik yüzeyinde, kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilme değeri 0.42 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 0.35 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde, kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilme değeri 0.38 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 0.48 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 36: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

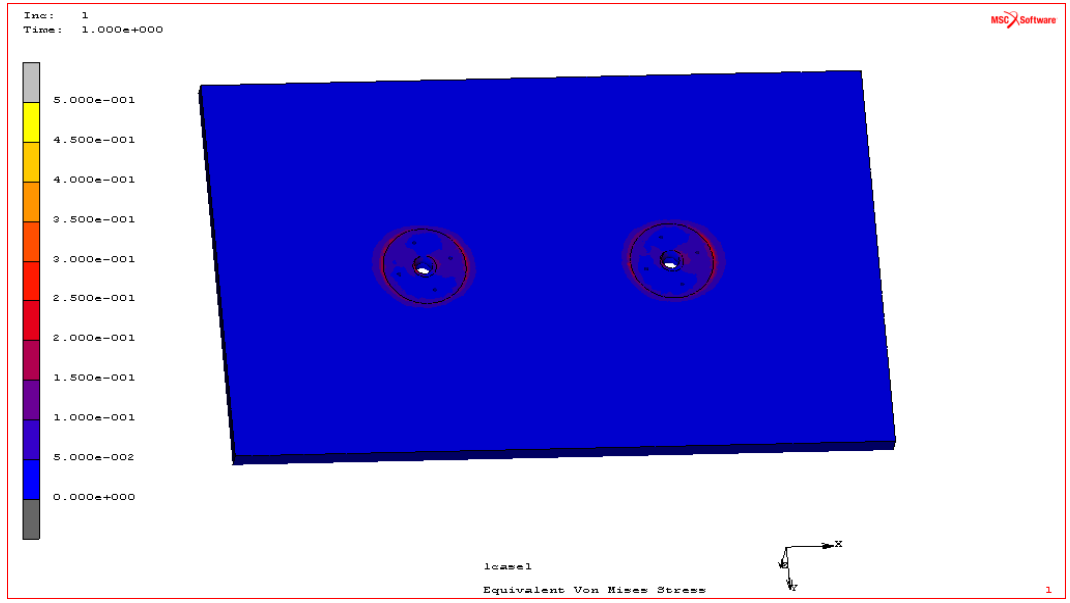


Şekil 37: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

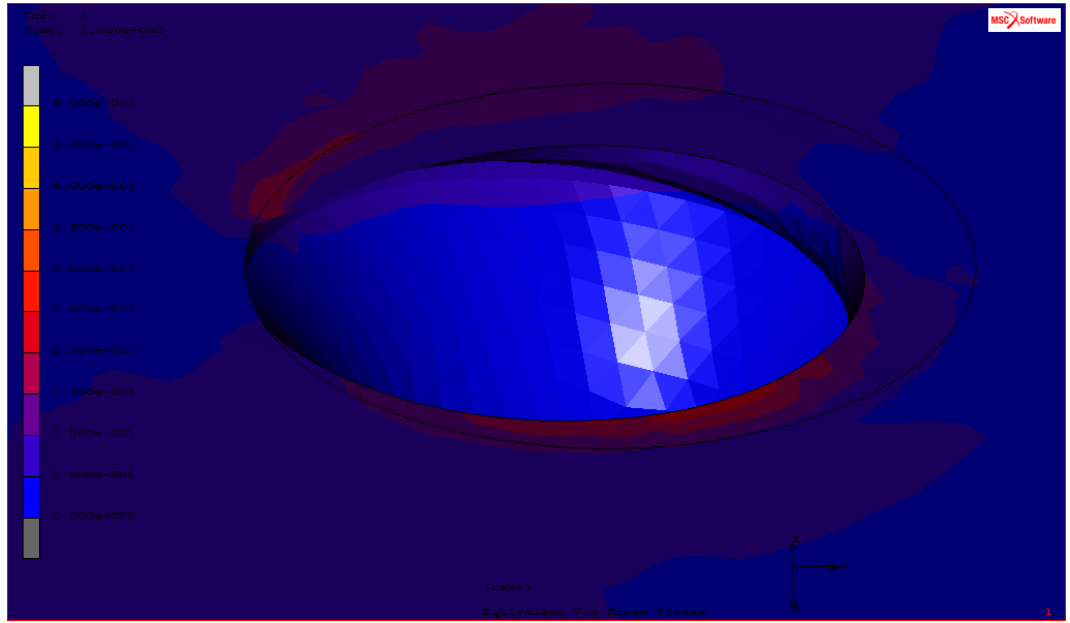


Şekil 38: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

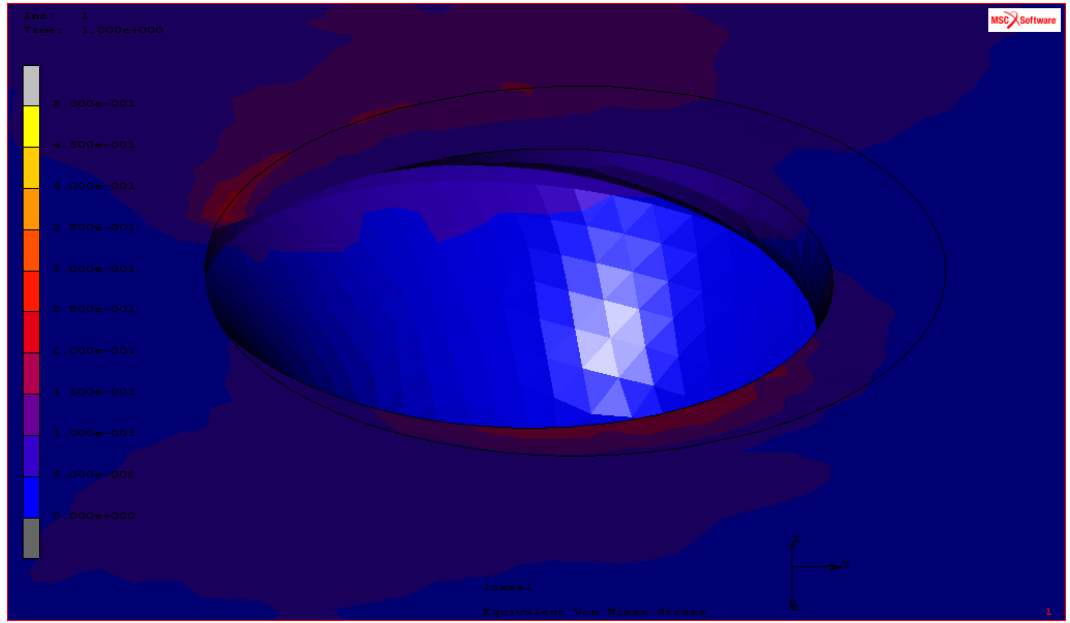
Aşağıda iki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 39). En yüksek von Mises gerilme değeri 0.3 MPa olarak kuvvet yönü vida deliğinde MIR dış hattı ile kortikal kemik arasında, kortikal kemik yüzeyinde ölçülmüştür. Aşağıda kuvvet uygulama yönü doğrultusunda von Mises gerilmesi izlenen bölgelerin yakın görüntüsü kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde (Şekil 40) ve kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde (Şekil 41) ayrı ayrı izlenmektedir. Kortikal kemik yüzeyinde, kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilme değeri 0.08 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 0.22 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde, kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilme değeri 0.08 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 0.2 MPa olarak ölçülmüştür. Kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kortikal kemik yüzeyinde uygulama yönü doğrultusunda MIR dış hattı ile kortikal kemik arasında ortalama von Mises gerilme değeri 0.2 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde MIR sivri çıkıntılarından, kortikal kemik ile arasında en yüksek von Mises gerilme değerine sahip olanının von Mises gerilme değeri 0.1 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 39: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler



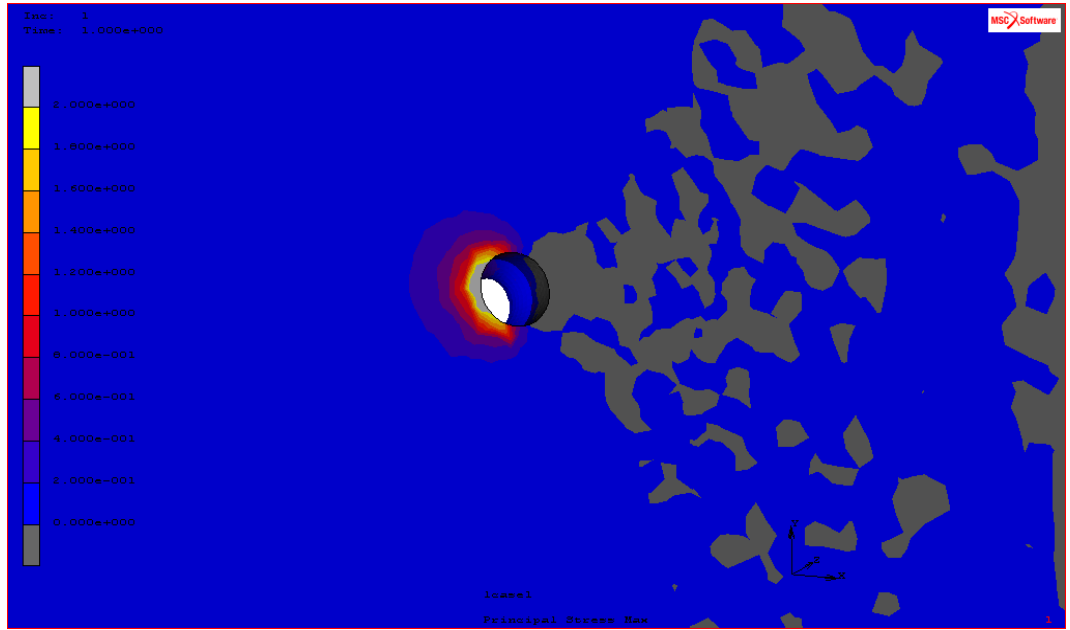
Şekil 40: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler



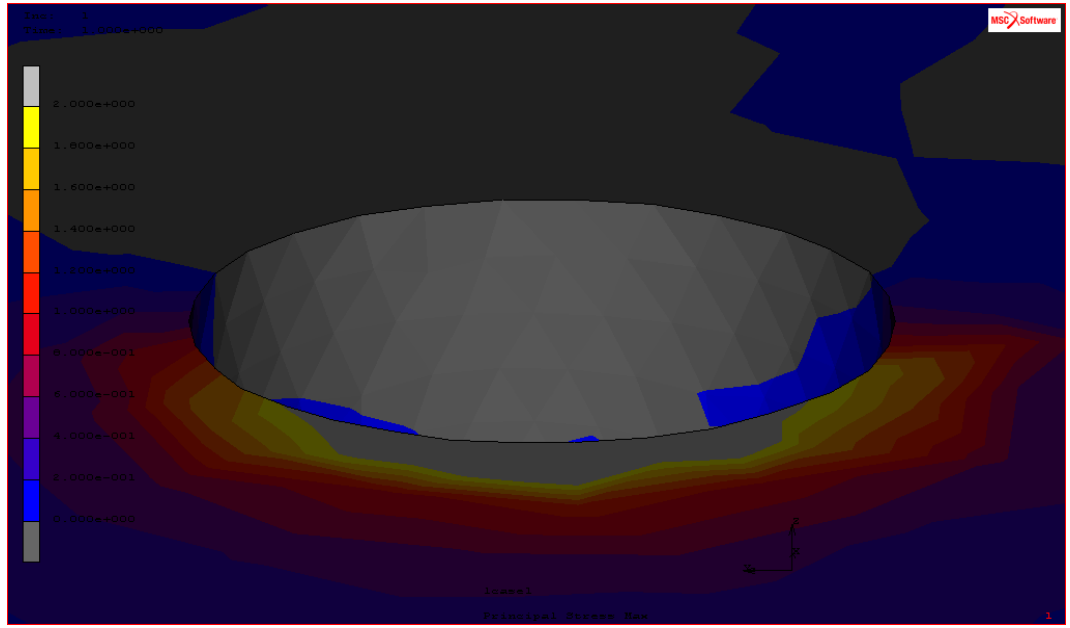
Şekil 41: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

4.3. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme

Aşağıda tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 42). En yüksek maksimum asal gerilme değeri 3.9 MPa olarak kuvvet uygulama yönünün ters tarafında kortikal kemik yüzeyi ile vidanın boynu arasında ölçülmüştür. Kuvvet uygulama yönü doğrultusunda maksimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü izlenmektedir (Şekil 43). Kortikal kemikte kuvvet uygulama yönünde ortalama maksimum asal gerilme değeri 0 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise maksimum asal gerilme değeri ortalama 3.38 MPa olarak ölçülmüştür.

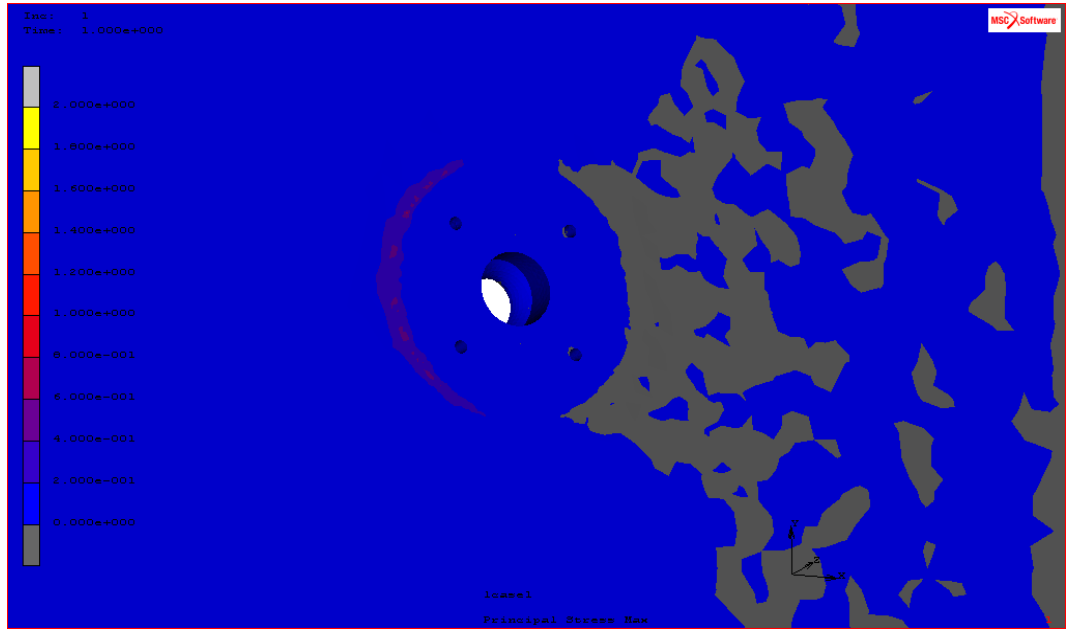


Şekil 42: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler



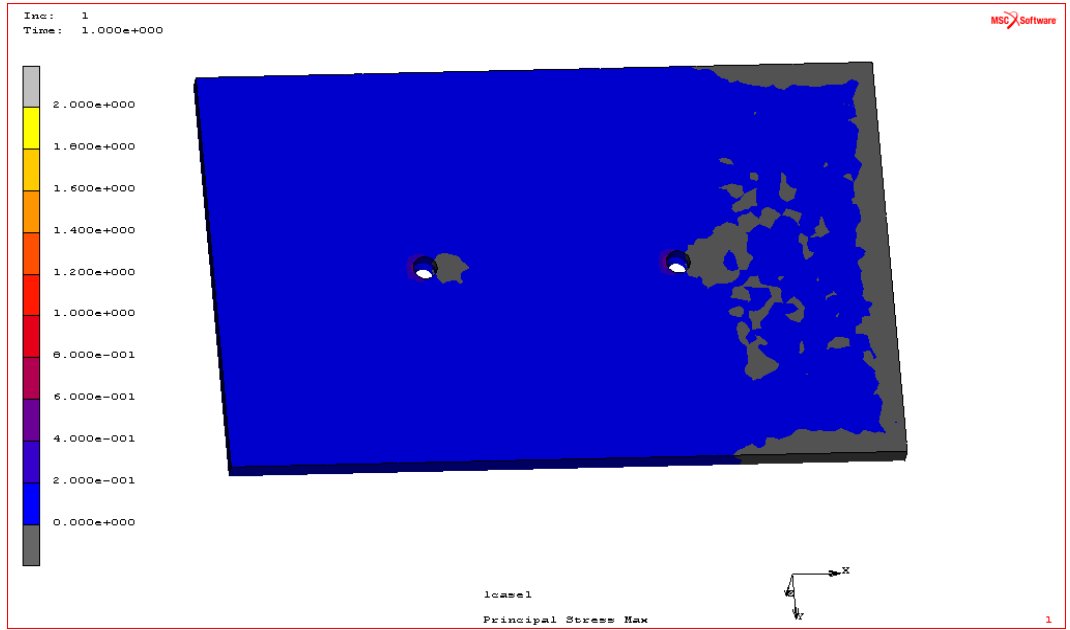
Şekil 43: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü

Aşağıda MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 44). En yüksek maksimum asal gerilme değeri 0.7 MPa olarak kuvvet tersi yönü doğrultusunda MIR dış hattı ile kortikal kemik arasında, kortikal kemik yüzeyinde ölçülmüştür. Aşağıda kuvvet uygulama yönü doğrultusunda maksimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü izlenmektedir (Şekil 45). Kortikal kemik yüzeyinde kuvvet uygulama yönünde ortalama maksimum asal gerilme değeri 0.01 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise maksimum asal gerilme değeri ortalama 0.03 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde uygulama yönü doğrultusunda MIR dış hattı ile kortikal kemik arasında ortalama maksimum asal gerilme değeri 0 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde MIR sivri çıkıntılarında, kortikal kemik ile arasında en yüksek maksimum asal gerilme değerine sahip olanının maksimum asal gerilme değeri 0.2 MPa olarak ölçülmüştür.

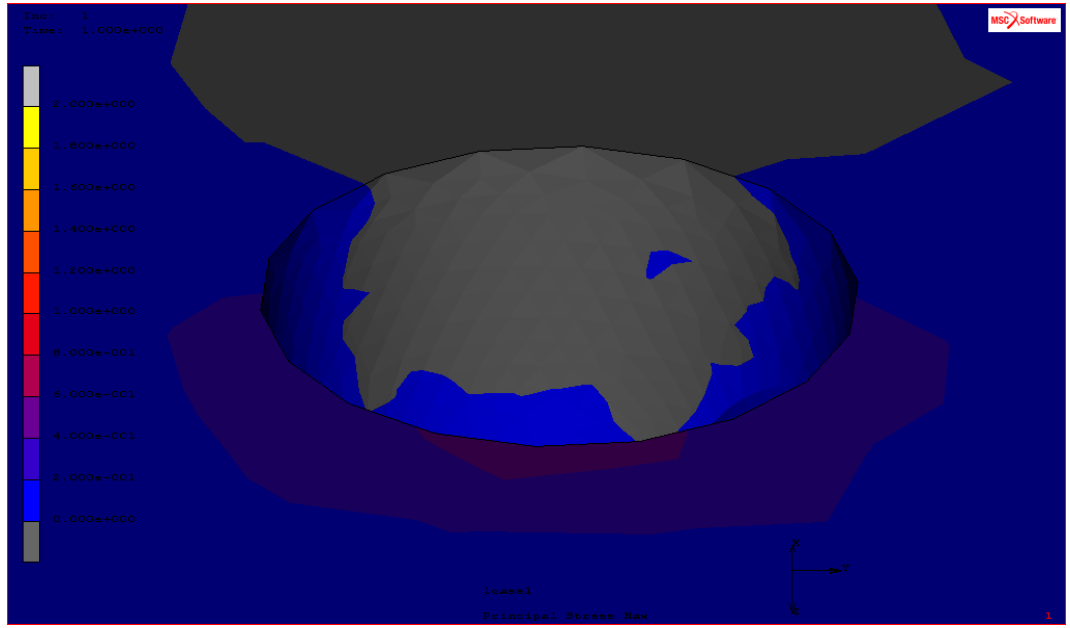


Şekil 44: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler

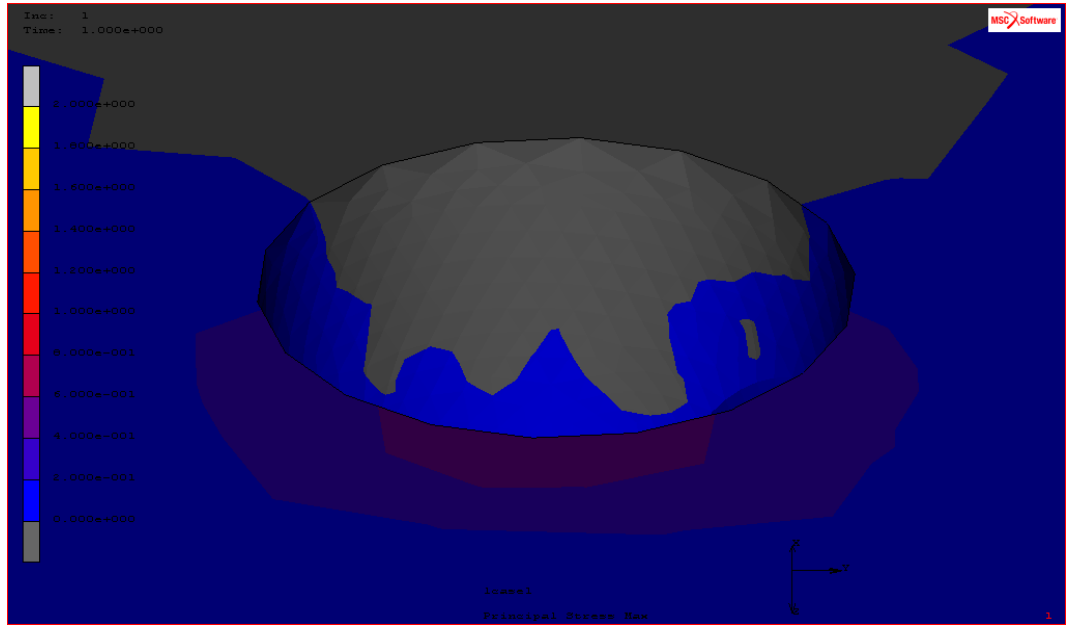
Aşağıda iki mini-vida ve plak uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 46). En yüksek maksimum asal gerilme değeri 0.6 MPa olarak kuvvet yönü vida deliğinde kuvvet uygulama yönünün ters tarafında kortikal kemik yüzeyi ile vidanın boynu arasında ölçülmüştür. Aşağıda kuvvet uygulama yönü doğrultusunda maksimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde (Şekil 47) ve kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde (Şekil 48) ayrı ayrı izlenmektedir. Kortikal kemik yüzeyinde, kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama maksimum asal gerilme değeri 0 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise maksimum asal gerilme değeri ortalama 0.42 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde, kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama maksimum asal gerilme değeri 0 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise maksimum asal gerilme değeri ortalama 0.48 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 46: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler

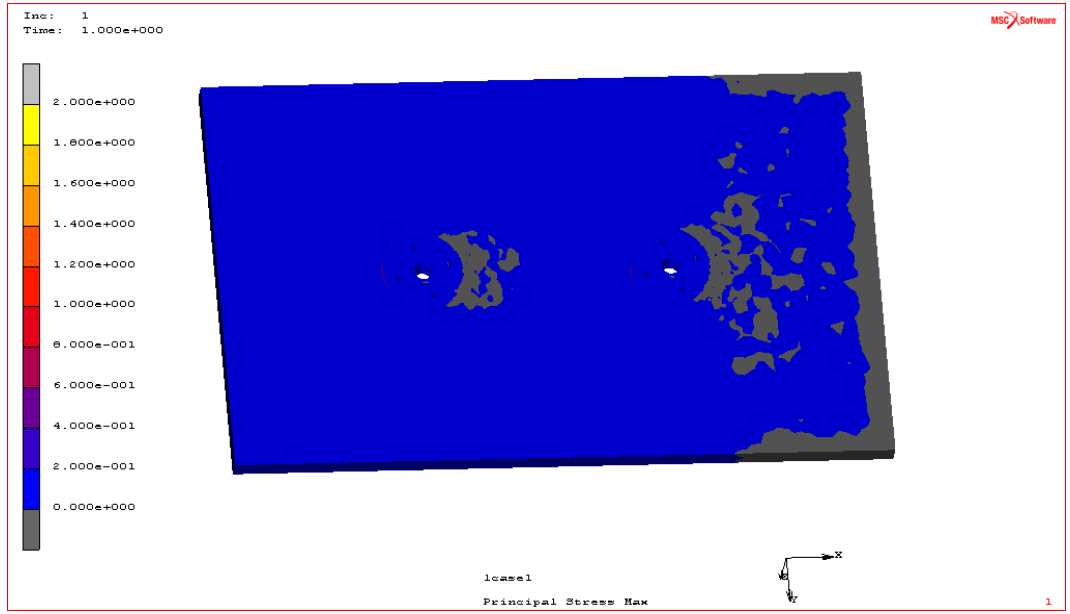


Şekil 47: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde maksimum asal gerilme izlenen bölgeler

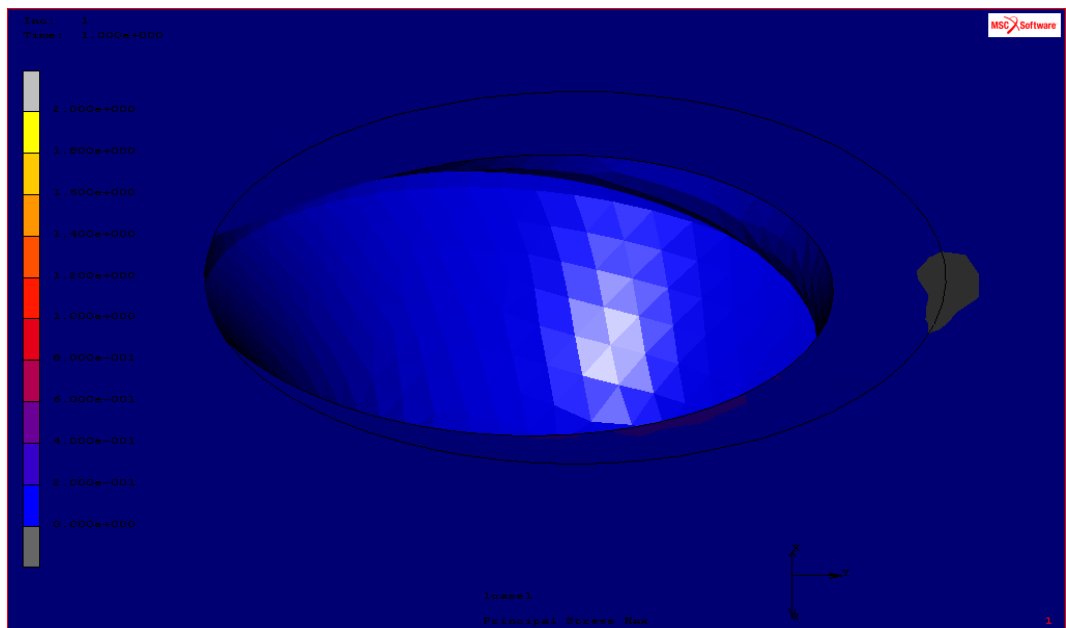


Şekil 48: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde maksimum asal gerilme izlenen bölgeler

Aşağıda iki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 49). En yüksek maksimum asal gerilme değeri 0.31 MPa olarak kuvvet tersi yönü vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünün ters tarafında kortikal kemik yüzeyi ile vidanın boynu arasında ölçülmüştür. Aşağıda kuvvet uygulama yönü doğrultusunda maksimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde (Şekil 50) ve kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde (Şekil 51) ayrı ayrı izlenmektedir. Kortikal kemik yüzeyinde, kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama maksimum asal gerilme değeri 0.07 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise maksimum asal gerilme değeri ortalama 0.22 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde, kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama maksimum asal gerilme değeri 0.07 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise maksimum asal gerilme değeri ortalama 0.2 MPa olarak ölçülmüştür. Kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kortikal kemik yüzeyinde uygulama yönü doğrultusunda MIR dış hattı ile kortikal kemik arasında ortalama maksimum asal gerilme değeri 0 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde MIR sivri çıkıntılarından, kortikal kemik ile arasında en yüksek maksimum asal gerilme değerine sahip olanının maksimum asal gerilme değeri 0.9 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 49: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler

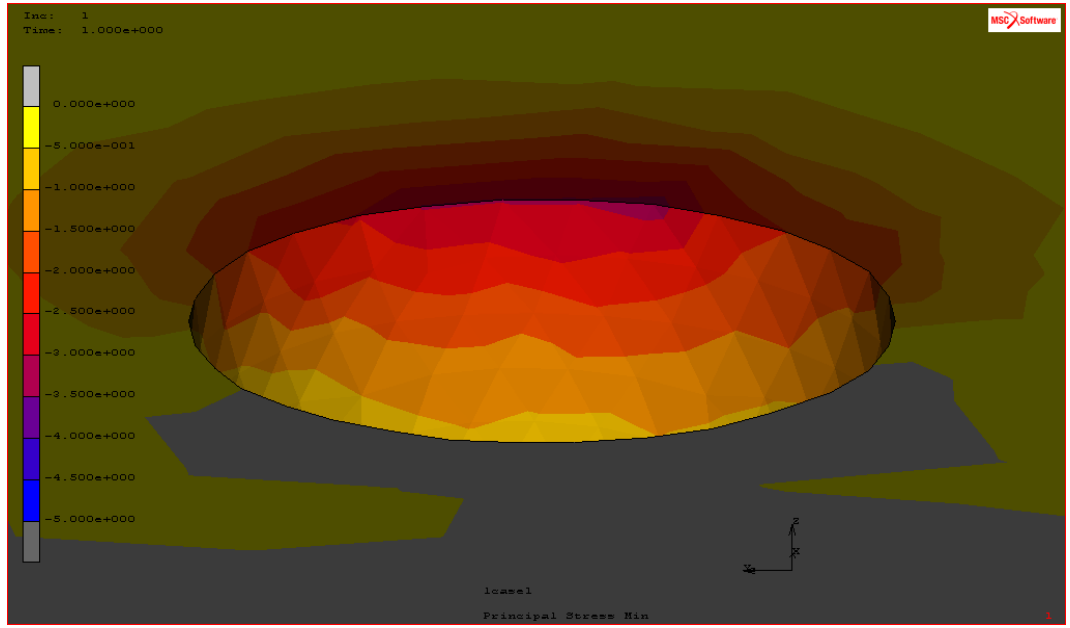


4.4. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme

Aşağıda tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 52). En yüksek minimum asal gerilme değeri -3.3 MPa olarak kuvvet uygulama yönünün ters tarafında kortikal kemik yüzeyi ile vidanın boynu arasında ölçülmüştür. Kuvvet uygulama yönü doğrultusunda minimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü izlenmektedir (Şekil 53). Kortikal kemikte kuvvet uygulama yönünde ortalama minimum asal gerilme değeri -3.08 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise minimum asal gerilme değeri ortalama 0 MPa olarak ölçülmüştür.

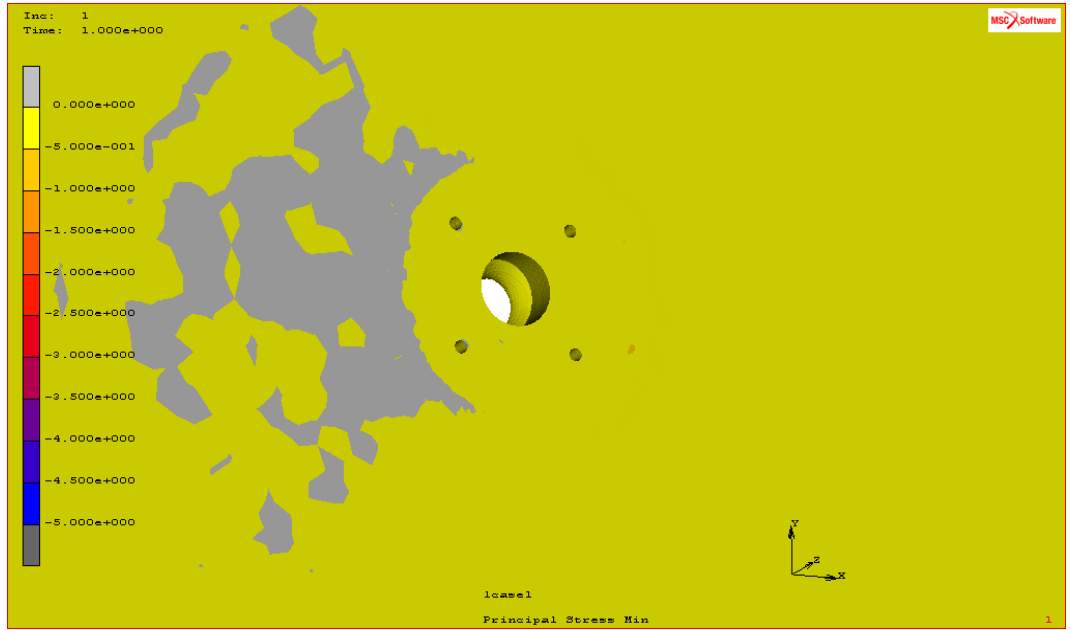


Şekil 52: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler

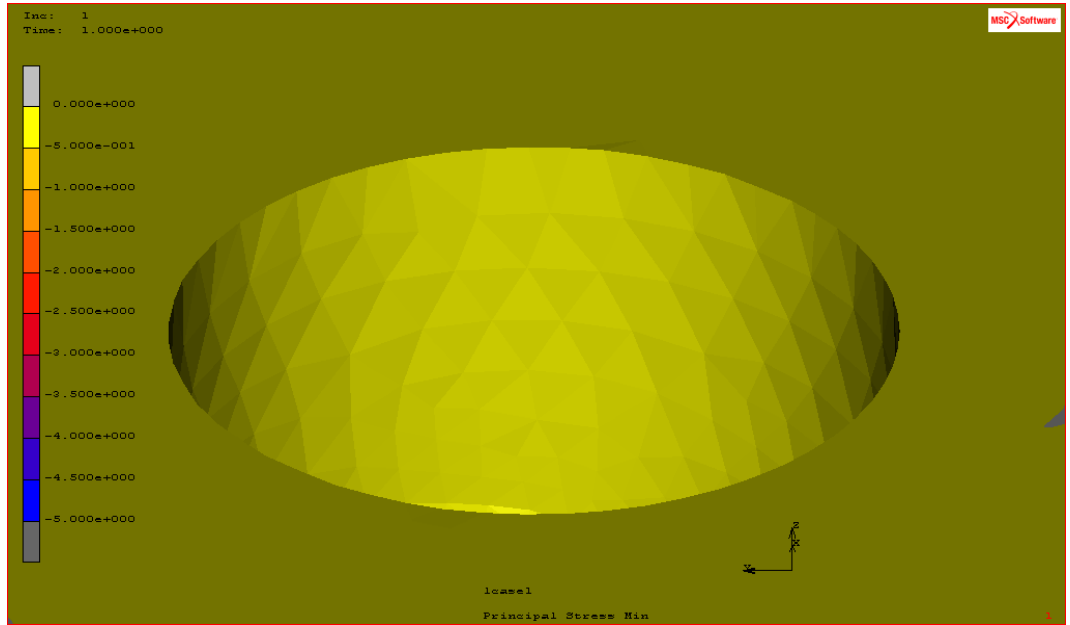


Şekil 53: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü

Aşağıda MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 54). En yüksek minimum asal gerilme değeri -0.7 MPa olarak kuvvet yönü doğrultusunda MIR dış hattı ile kortikal kemik arasında, kortikal kemik yüzeyinde ölçülmüştür. Aşağıda kuvvet uygulama yönü doğrultusunda minimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü izlenmektedir (Şekil 55). Kortikal kemik yüzeyinde kuvvet uygulama yönünde ortalama minimum asal gerilme değeri -0.04 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise minimum asal gerilme değeri ortalama -0.02 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde uygulama yönü doğrultusunda MIR dış hattı ile kortikal kemik arasında ortalama minimum asal gerilme değeri -0.4 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde MIR sivri çıkıntılarından, kortikal kemik ile arasında en yüksek minimum asal gerilme değerine sahip olanının minimum asal gerilme değeri -0.2 MPa olarak ölçülmüştür.

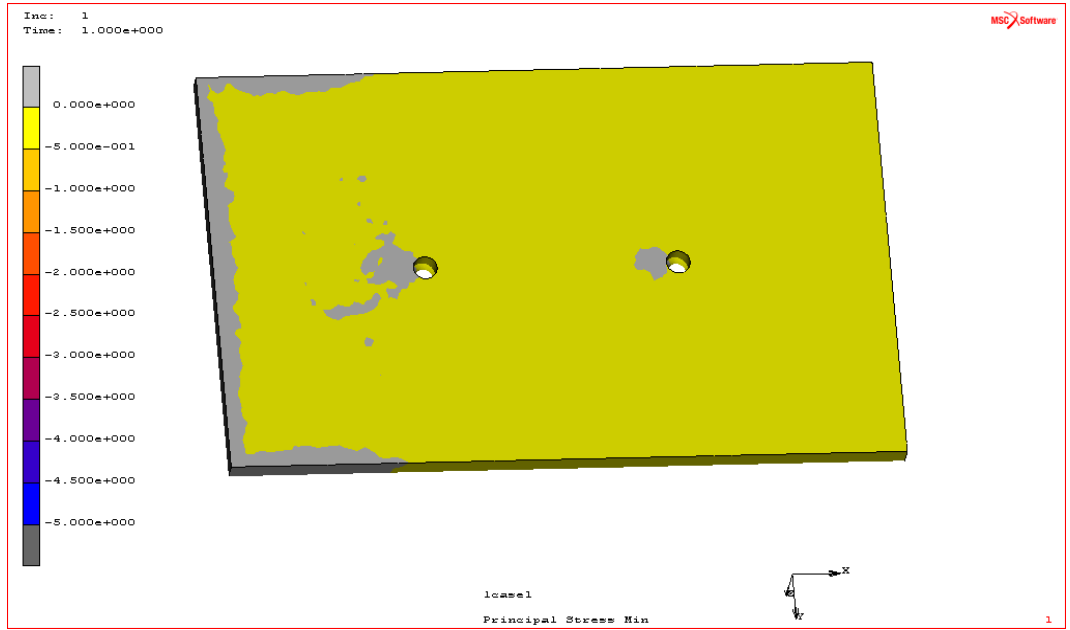


Şekil 54: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler

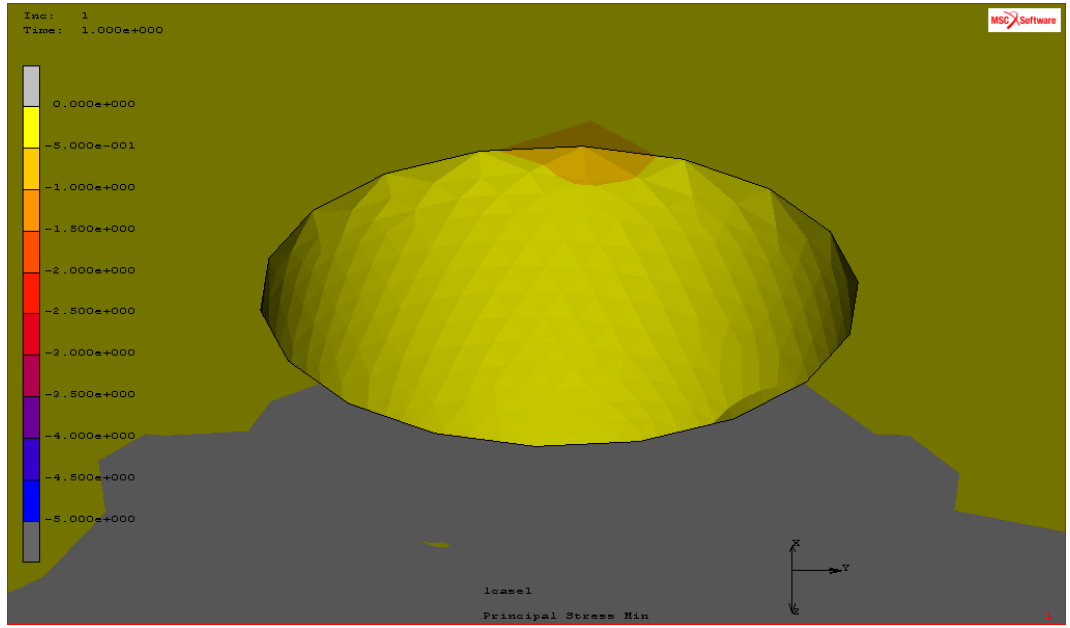


Şekil 55: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü

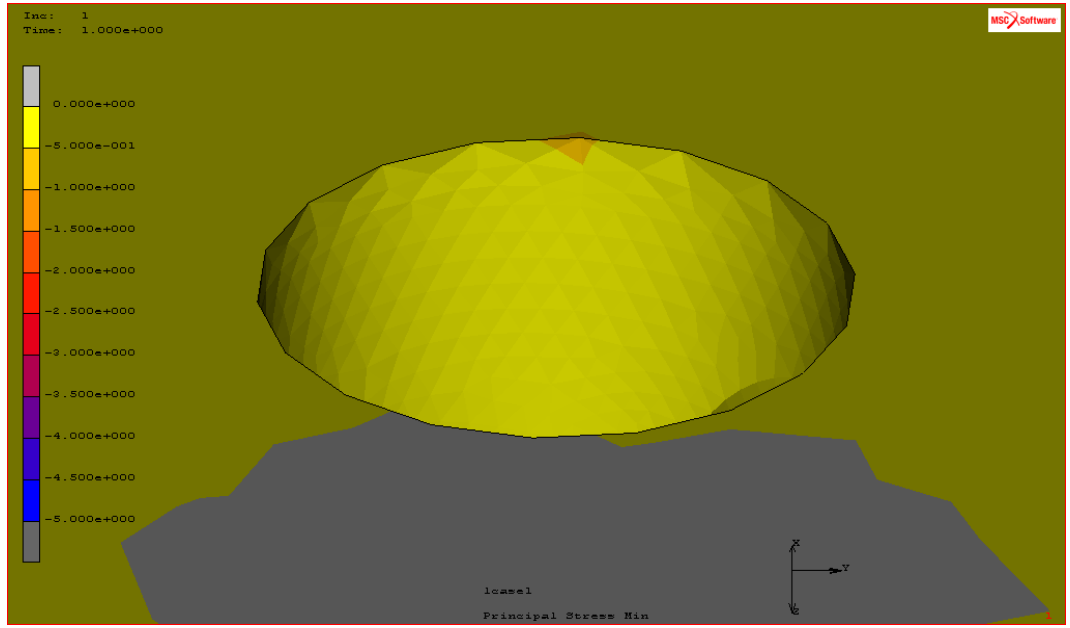
Aşağıda iki mini-vida ve plak uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 56). En yüksek minimum asal gerilme değeri -0.6 MPa olarak kuvvet yönü tersi vida deliğinde kuvvet uygulama yönünde kortikal kemik yüzeyi ile vidanın boynu arasında ölçülmüştür. Aşağıda kuvvet uygulama yönü doğrultusunda minimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde (Şekil 57) ve kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde (Şekil 58) ayrı ayrı izlenmektedir. Kortikal kemik yüzeyinde, kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama minimum asal gerilme değeri -0.48 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise minimum asal gerilme değeri ortalama 0 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde, kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama minimum asal gerilme değeri -0.45 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise minimum asal gerilme değeri ortalama 0 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 56: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler

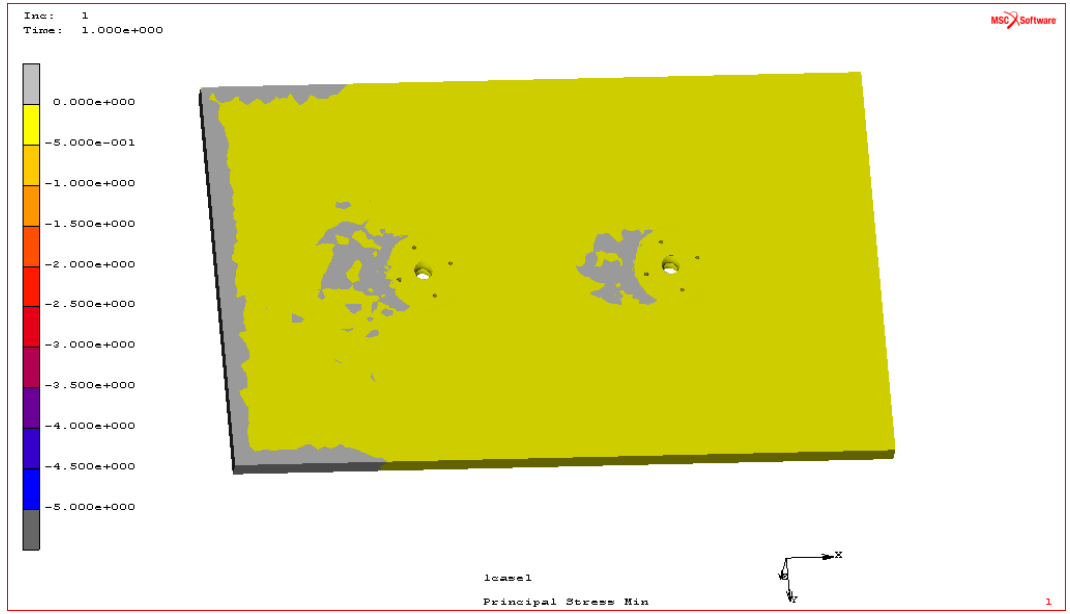


Şekil 57: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde minimum asal gerilme izlenen bölgeler

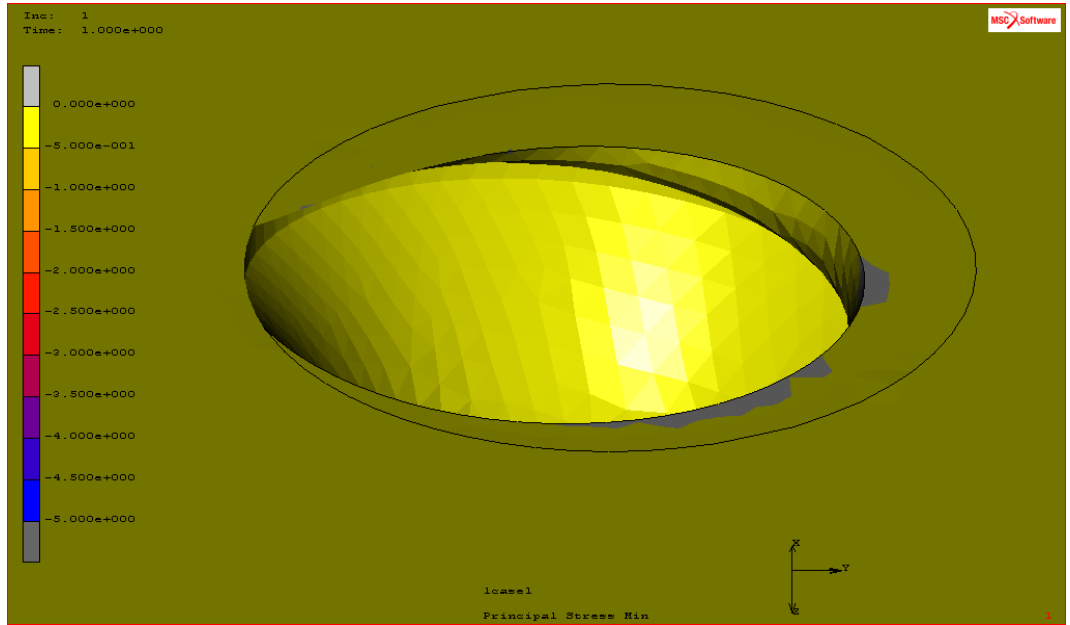


Şekil 58: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde minimum asal gerilme izlenen bölgeler

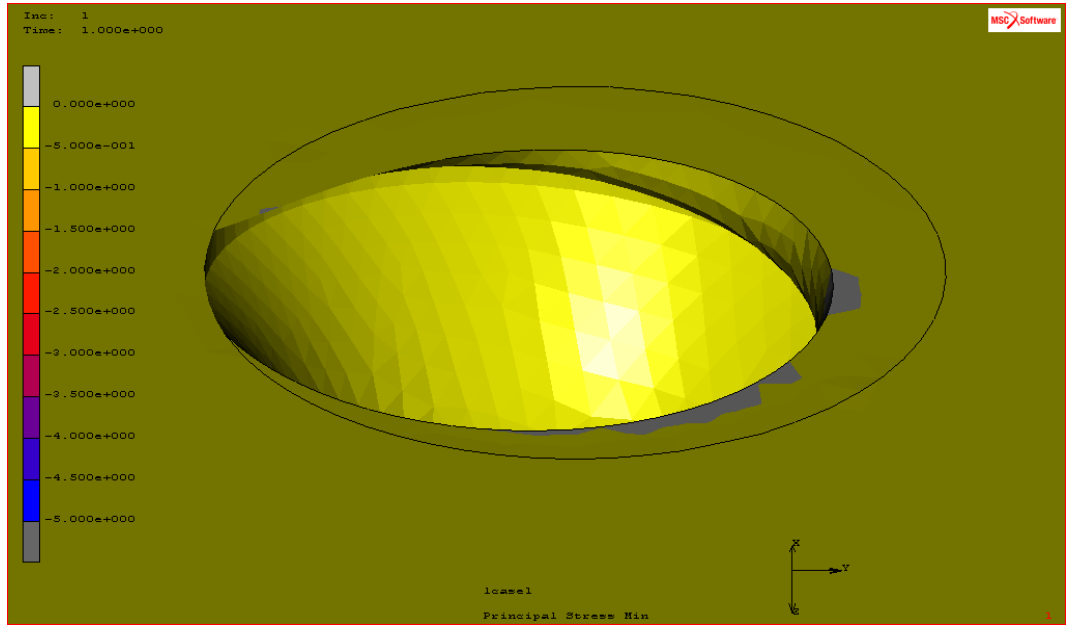
Aşağıda iki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok kemik modelinde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 49). En yüksek minimum asal gerilme değeri -0.34 MPa olarak kuvvet yönü doğrultusunda MIR dış hattı ile kortikal kemik arasında, kortikal kemik yüzeyinde ölçülmüştür. Aşağıda kuvvet uygulama yönü doğrultusunda minimum asal gerilme izlenen bölgelerin yakın görüntüsü kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde (Şekil 50) ve kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde (Şekil 51) ayrı ayrı izlenmektedir. Kortikal kemik yüzeyinde, kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama minimum asal gerilme değeri 0 MPa'a çok yakın negatif, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise minimum asal gerilme değeri ortalama -0.01 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde, kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama minimum asal gerilme değeri 0 MPa'a çok yakın negatif, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise minimum asal gerilme değeri ortalama -0.01 MPa olarak ölçülmüştür. Kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kortikal kemik yüzeyinde uygulama yönü doğrultusunda MIR dış hattı ile kortikal kemik arasında ortalama minimum asal gerilme değeri -0.3 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemik yüzeyinde MIR sivri çıkıntılarından, kortikal kemik ile arasında en yüksek minimum asal gerilme değerine sahip olanının minimum asal gerilme değeri -0.1 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 59: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler



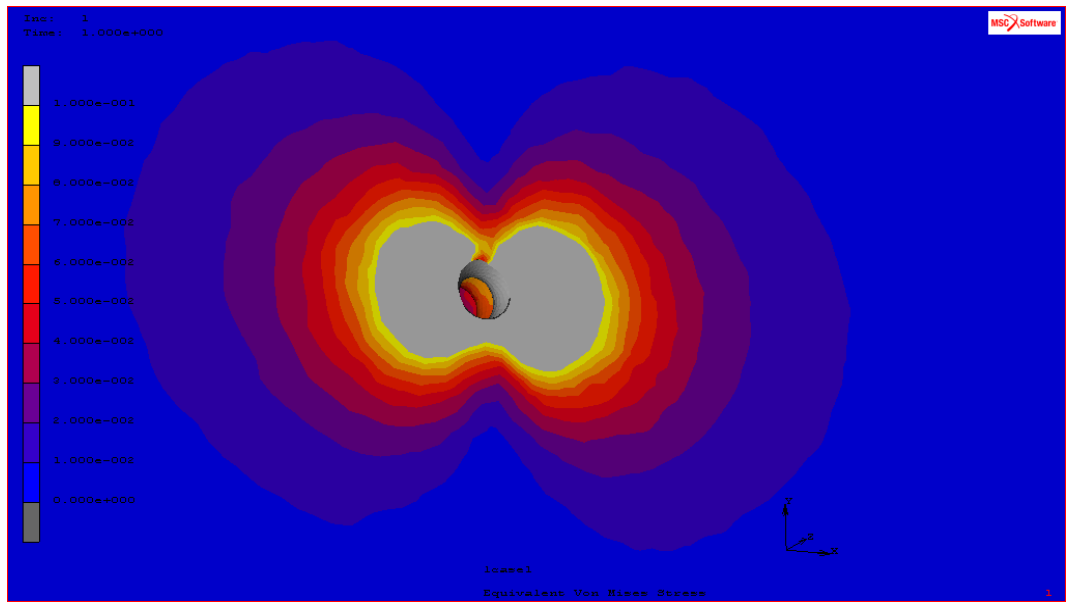
Şekil 60: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde minimum asal gerilme izlenen bölgeler



Şekil 61: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, kortikal kemikte kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde minimum asal gerilme izlenen bölgeler

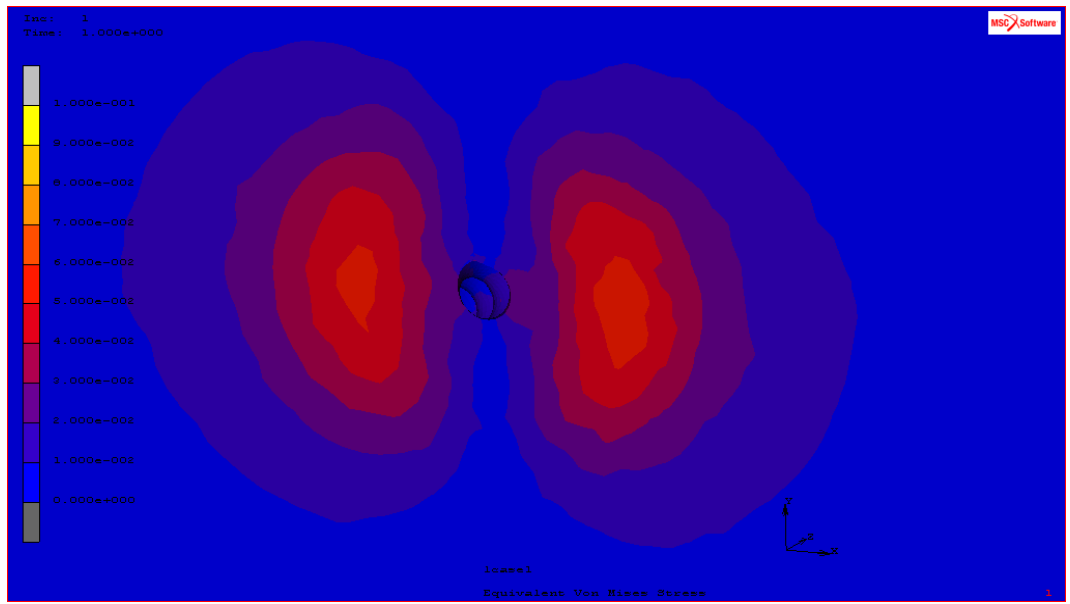
4.5. Spongiyoz Kemikte Oluşan Von Mises Gerilmesi

Aşağıda tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte von Mises gerilmesi izlenen b6lgeler izlenmektedir (şekil 62). En y6ksek von Mises gerilme değeri 0.3 MPa olarak kortikal ile spongiyoz kemik birleşiminde 6l66lm6řt66r. Spongiyoz kemikte kuvvet uygulama y6n6nde ortalama von Mises gerilme değeri 0.3 MPa, kuvvet uygulama y6n6n6n tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 0.3 MPa olarak 6l66lm6řt66r.



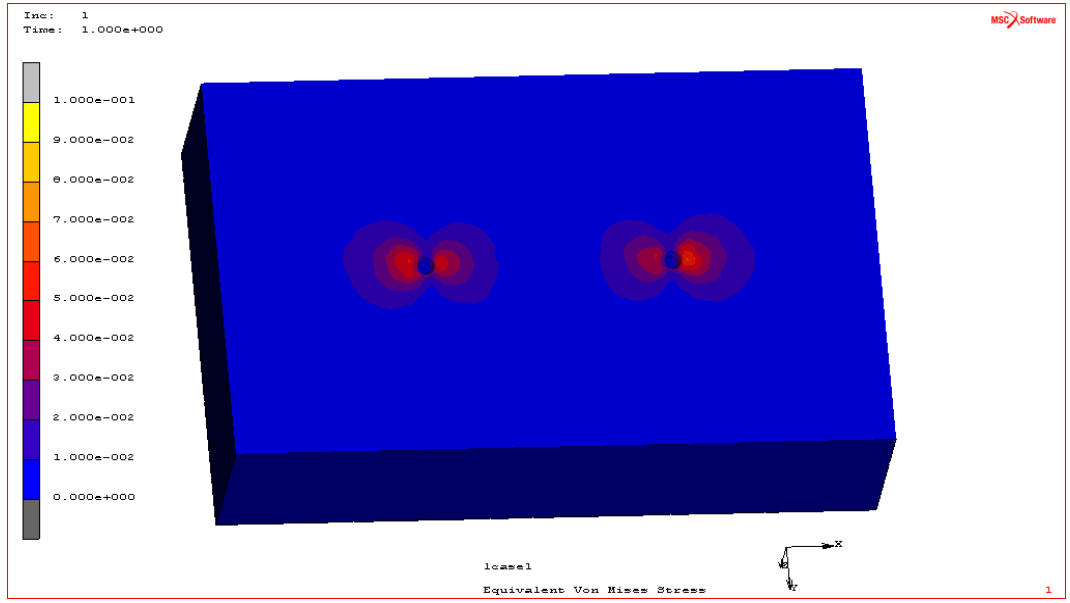
Şekil 62: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

Aşağıda MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 63). En yüksek von Mises gerilme değeri 0.06 MPa olarak kortikal ile spongiyoz kemik ayrım yüzeyinde, kortikal-MIR dış hattı izdüşümü üzerinde ölçülmüştür. Spongiyoz kemikte kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilme değeri 0.03 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 0.02 MPa olarak ölçülmüştür.



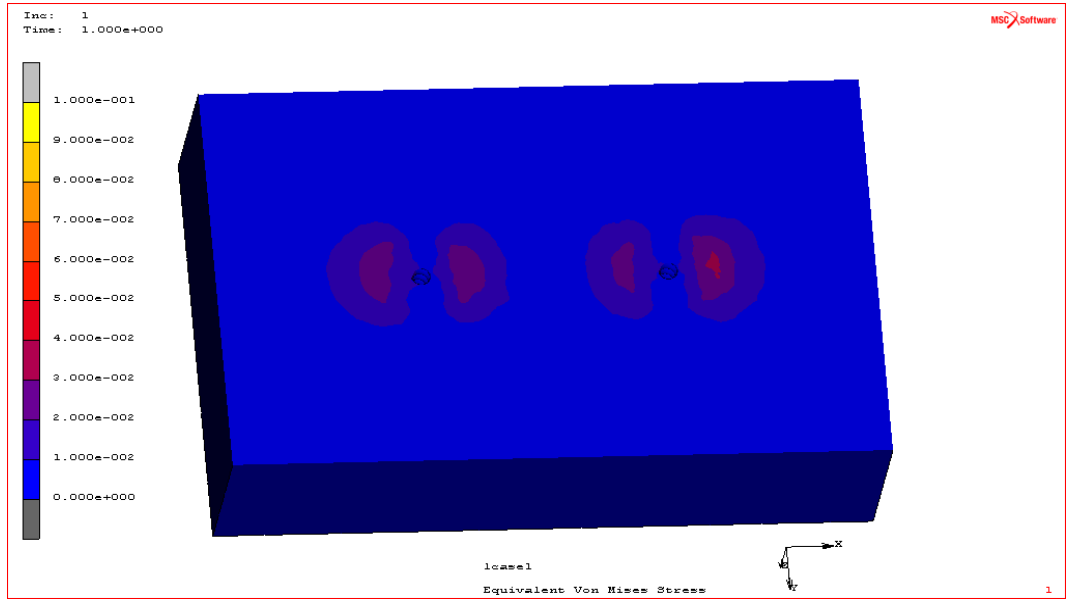
Şekil 63: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

Aşağıda iki mini-vida ve plak uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 64). En yüksek von Mises gerilme değeri 0.06 MPa olarak kuvvet yönü vida deliğine yakın, kortikal spongiyoz ayrımı üzerinde ölçülmüştür. Spongiyoz kemik yüzeyinde, kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilme değeri 0.04 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 0.03 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiyoz kemik yüzeyinde, kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilme değeri 0.04 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 0.02 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 64: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, spongiyoz kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

Aşağıda iki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 65). En yüksek von Mises gerilme değeri 0.03 MPa olarak kuvvet yönü vida deliğine yakın, kortikal spongiyoz ayrımı üzerinde ölçülmüştür. Spongiyoz kemik yüzeyinde, kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilme değeri 0.01 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 0.02 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiyoz kemik yüzeyinde, kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilme değeri 0.01 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 0.02 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 65: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, spongiyöz kemikte von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

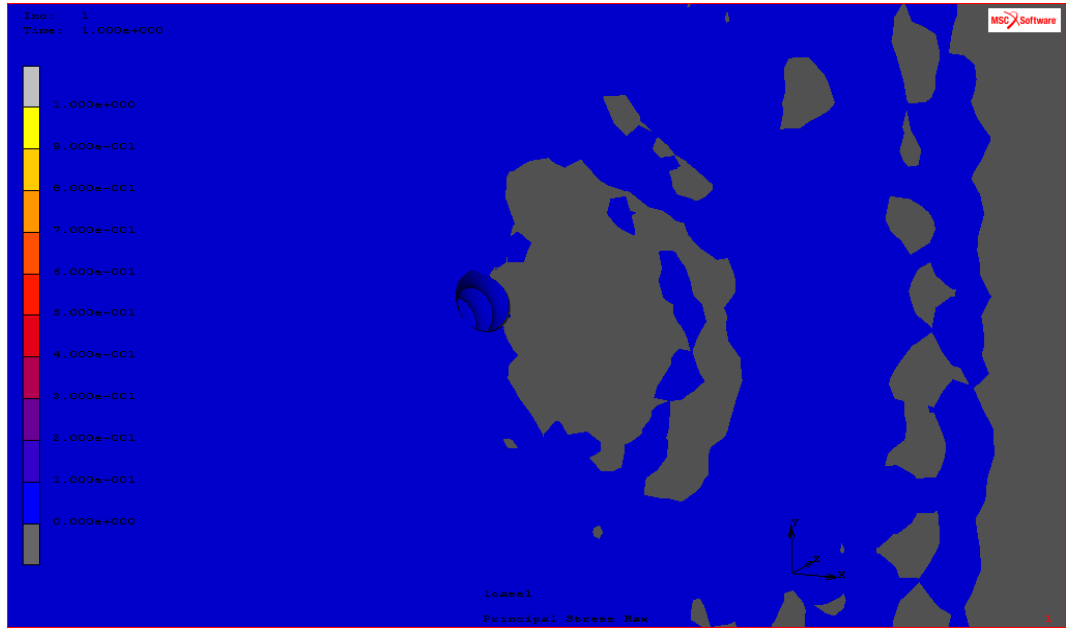
4.6. Spongiyoz Kemikte Oluşan Maksimum Asal Gerilme

Aşağıda tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte maksimum asal gerilme izlenen b6lgeler izlenmektedir (şekil 66). En y6ksek maksimum asal gerilme değeri 0.3 MPa olarak 6l66lm6řt66r. Spongiyoz kemikte kuvvet uygulama y6n6nde ortalama maksimum asal gerilme değeri 0.06 MPa, kuvvet uygulama y6n6n6n tersinde ise maksimum asal gerilme değeri ortalama 0.22 MPa olarak 6l66lm6řt66r.



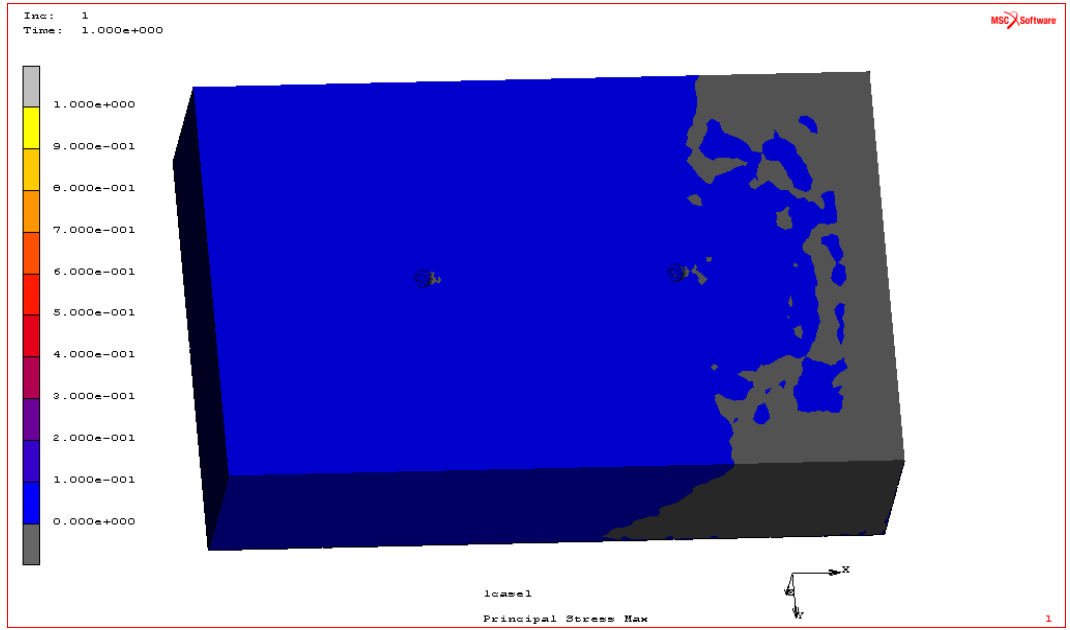
Şekil 66: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler

Aşağıda MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 67). En yüksek maksimum asal gerilme değeri 0.06 MPa olarak kortikal ile spongiyoz kemik ayrım yüzeyinde, kortikal-MIR izdüşümü üzerinde ölçülmüştür. Spongiyoz kemikte kuvvet uygulama yönünde ortalama maksimum asal gerilme değeri 0 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise maksimum asal gerilme değeri ortalama 0.03 MPa olarak ölçülmüştür.



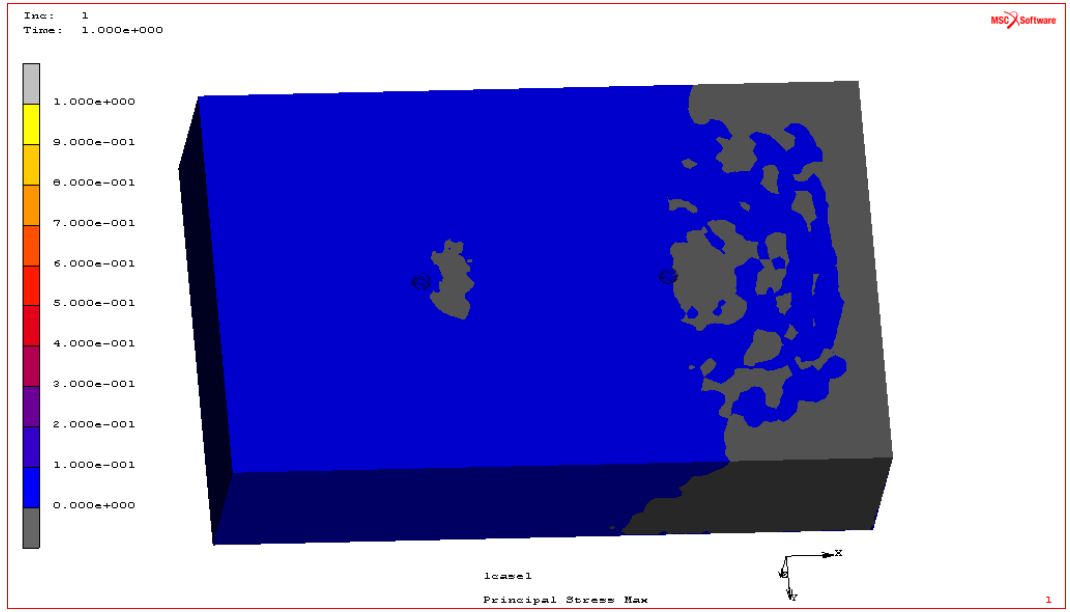
Şekil 67: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler

Aşağıda iki mini-vida ve plak uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 68). En yüksek maksimum asal gerilme değeri 0.06 MPa olarak spongiyoz vida deliğinde yiv üzerinde ölçülmüştür. Spongiyoz kemik yüzeyinde, kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama maksimum asal gerilme değeri 0 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise maksimum asal gerilme değeri ortalama 0.02 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiyoz kemik yüzeyinde, kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama maksimum asal gerilme değeri 0 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise maksimum asal gerilme değeri ortalama 0.02 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 68: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, spongiyoz kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler

Aşağıda iki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 69). En yüksek maksimum asal gerilme değeri 0.03 MPa olarak kortikal ile spongiyoz kemik ayrım yüzeyinde, kortikal-MIR dış hattı izdüşümü üzerinde ölçülmüştür. Spongiyoz kemik yüzeyinde, kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama maksimum asal gerilme değeri 0 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise maksimum asal gerilme değeri ortalama 0.02 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiyoz kemik yüzeyinde, kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama maksimum asal gerilme değeri 0 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise maksimum asal gerilme değeri ortalama 0.02 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 69: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, spongiyöz kemikte maksimum asal gerilme izlenen bölgeler

4.7. Spongiyoz Kemikte Oluşan Minimum Asal Gerilme

Aşağıda tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte minimum asal gerilme izlenen b6lgeler izlenmektedir (şekil 70). En y6ksek minimum asal gerilme değeri -0.3 MPa olarak 6l66lm6řt6r. Spongiyoz kemikte kuvvet uygulama y6n6nde ortalama minimum asal gerilme değeri -0.28 MPa, kuvvet uygulama y6n6n6n tersinde ise minimum asal gerilme değeri ortalama -0.08 MPa olarak 6l66lm6řt6r.



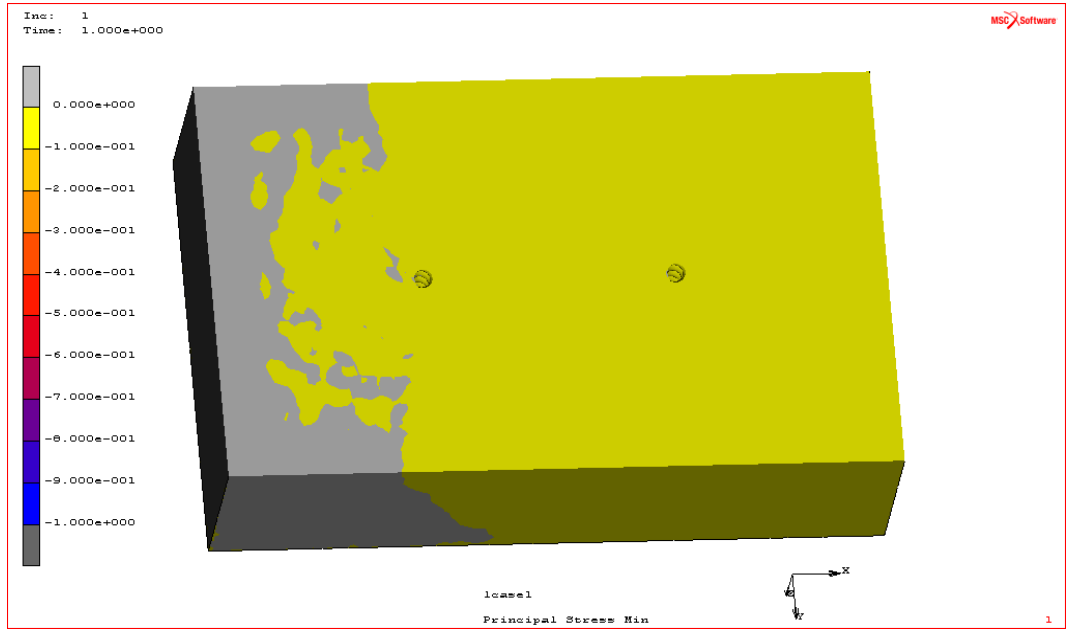
Şekil 70: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler

Aşağıda MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 71). En yüksek minimum asal gerilme değeri -0.06 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiyoz kemikte kuvvet uygulama yönünde ortalama minimum asal gerilme değeri -0.03 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise minimum asal gerilme değeri ortalama 0 MPa olarak ölçülmüştür.



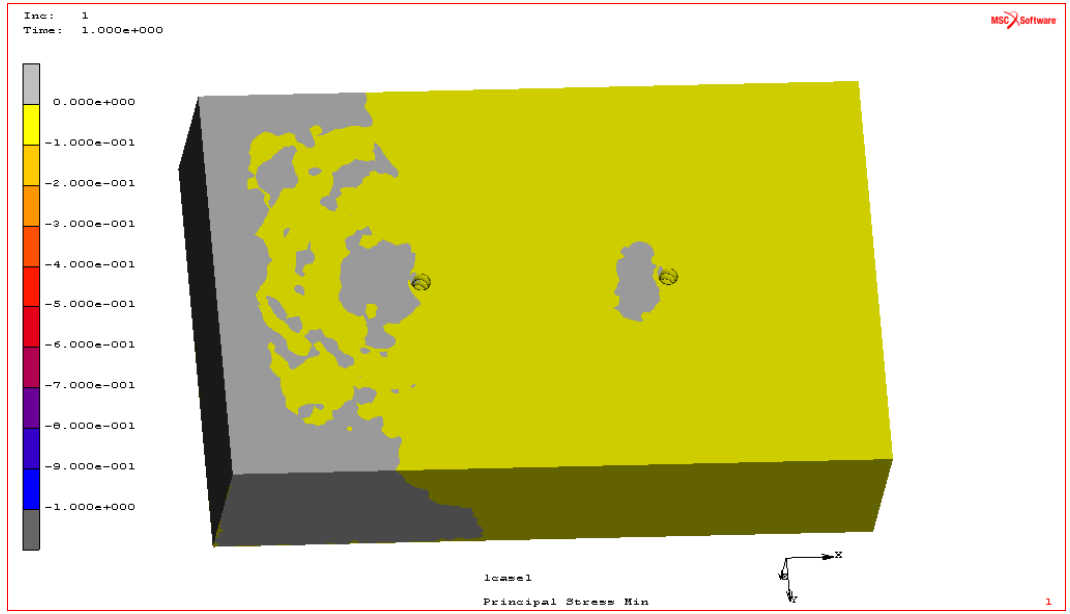
Şekil 71: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler

Aşağıda iki mini-vida ve plak uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 72). En yüksek minimum asal gerilme değeri -0.06 MPa olarak kuvvet yönü vida deliğine yakın, kortikal spongiyoz ayrımı üzerinde ölçülmüştür. Spongiyoz kemik yüzeyinde, kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama minimum asal gerilme değeri -0.04 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise minimum asal gerilme değeri ortalama 0 MPa olarak ölçülmüştür. Spongiyoz kemik yüzeyinde, kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama minimum asal gerilme değeri -0.05 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise minimum asal gerilme değeri ortalama 0 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 72: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, spongiyoz kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler

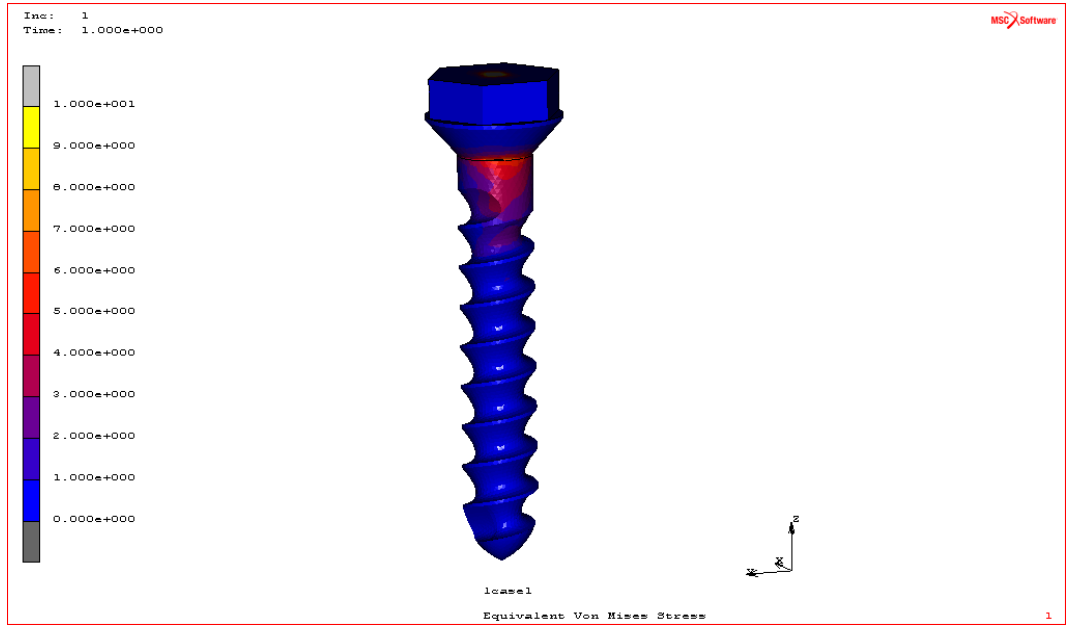
Aşağıda iki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok kemik modelinde, spongiyoz kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 73). En yüksek minimum asal gerilme değeri -0.04 MPa olarak kuvvet yönü vida deliğine yakın, kortikal spongiyoz ayrımı üzerinde ölçülmüştür. Spongiyoz kemik yüzeyinde, kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama minimum asal gerilme değeri 0 MPa'a çok yakın negatif, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise minimum asal gerilme değeri ortalama 0 MPa'a çok yakın negatif olarak ölçülmüştür. Spongiyoz kemik yüzeyinde, kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde, kuvvet uygulama yönünde ortalama minimum asal gerilme değeri 0 MPa'a çok yakın negatif, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise minimum asal gerilme değeri ortalama 0 MPa'a çok yakın negatif olarak ölçülmüştür.



Şekil 73: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, spongiyoz kemikte minimum asal gerilme izlenen bölgeler

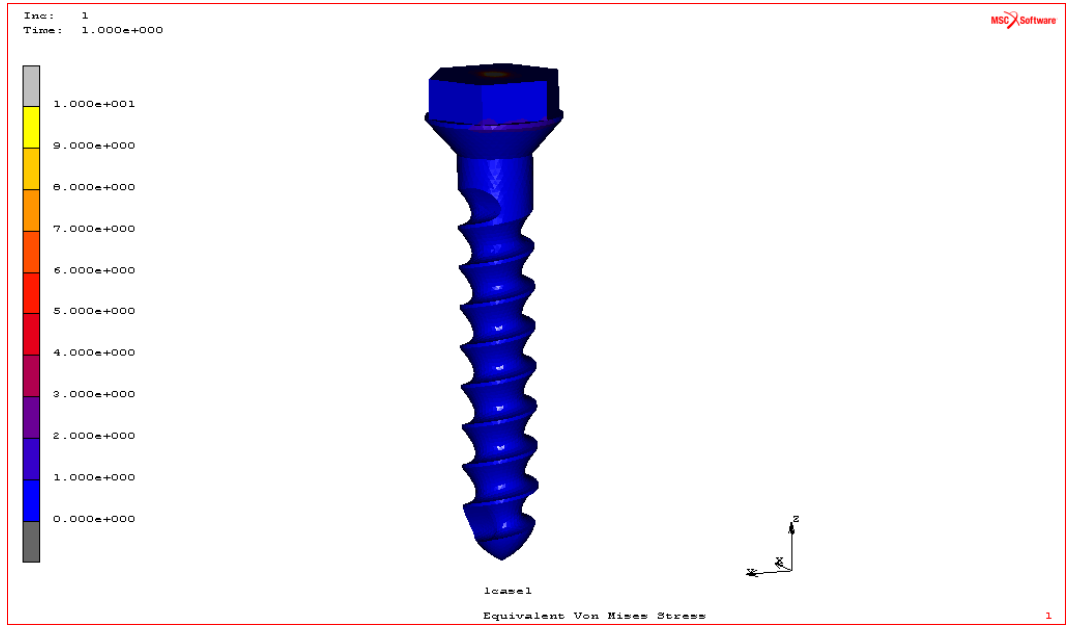
4.8. Mini-vidada Oluşan Von Mises Gerilmesi

Aşağıda tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, vidada von Mises gerilmesi izlenen b6lgeler izlenmektedir (şekil 74). En y6ksek von Mises gerilmesi değeri 6.7 MPa olarak 6l66lm6řt6r. Mini-vidada kuvvet uygulama y6n6nde ortalama von Mises gerilme değeri 5.18 MPa, kuvvet uygulama y6n6n6n tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 5.78 MPa olarak 6l66lm6řt6r.



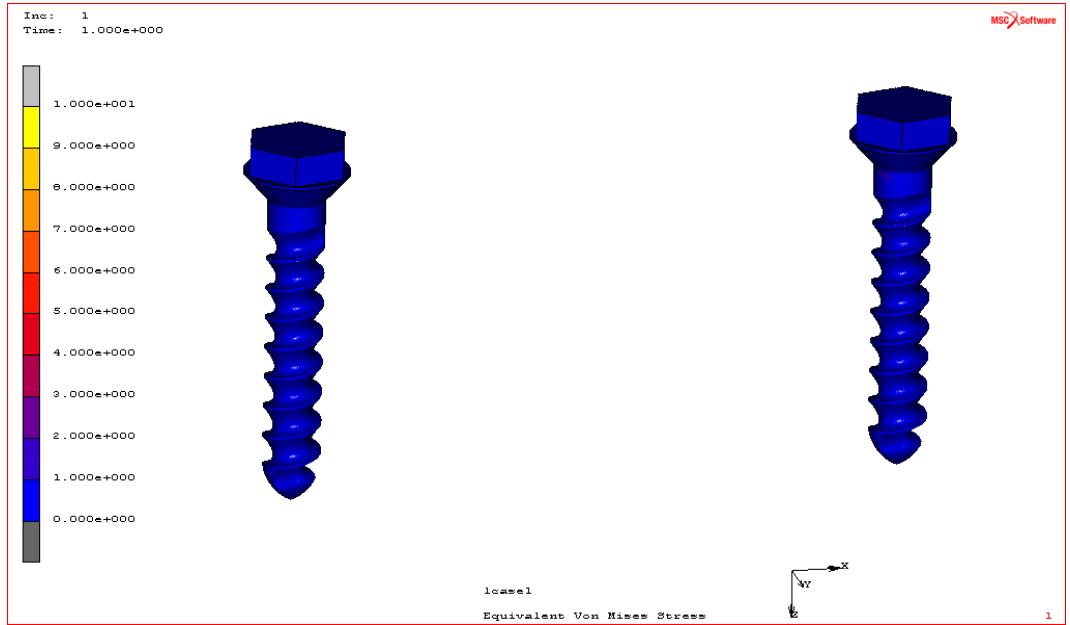
Şekil 74: Tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, vidada von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

Aşağıda MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, mini-vidada von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 75). En yüksek von Mises gerilmesi değeri 1.6 MPa olarak ölçülmüştür. Mini-vidada kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilme değeri 0.3 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 0.3 MPa olarak ölçülmüştür.



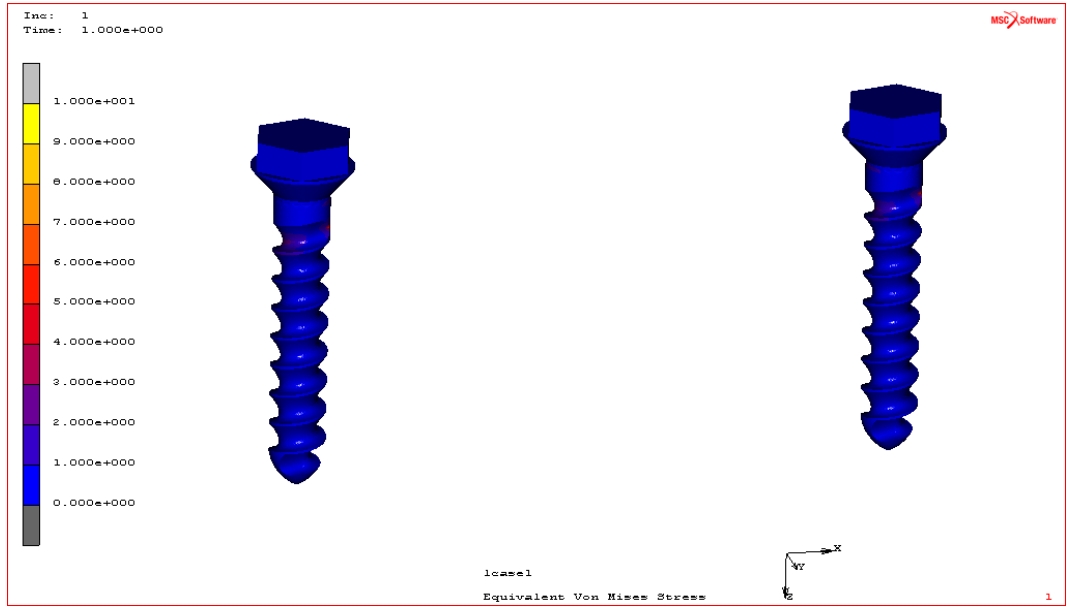
Şekil 75: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, mini-vidada von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

Aşağıda iki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, mini-vidada von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 76). En yüksek von Mises gerilmesi değeri 1.3 MPa olarak ölçülmüştür. Kuvvet yönü tersinde kalan mini-vidada, kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilmesi değeri 1.12 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilmesi değeri ortalama 0.45 MPa olarak ölçülmüştür. Kuvvet yönünde kalan mini-vidada, kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilmesi değeri 0.42 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilmesi değeri ortalama 1.25 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 76: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, mini-vidada von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

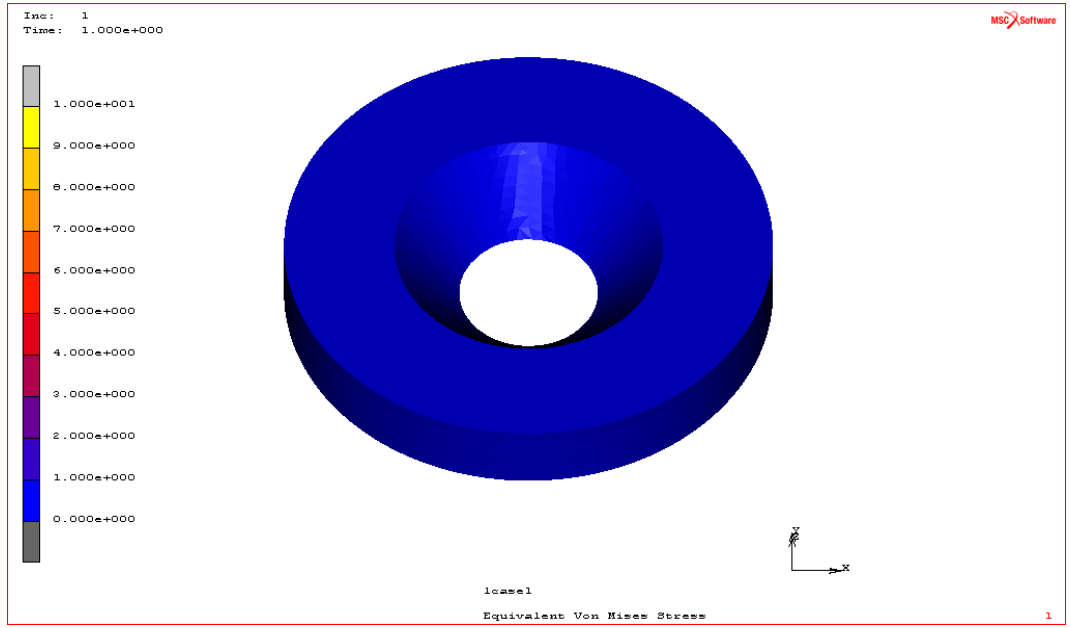
Aşağıda iki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok kemik modelinde, mini-vidada von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 77). En yüksek von Mises gerilmesi değeri 9.6 MPa olarak vida yivi ile MIR temas noktasında ölçülmüştür. Kuvvet yönü tersinde kalan mini-vidada, kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilmesi değeri 1.30 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilmesi değeri ortalama 0.3 MPa olarak ölçülmüştür. Kuvvet yönünde kalan mini-vidada, kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilmesi değeri 0.38 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilmesi değeri ortalama 1.28 MPa olarak ölçülmüştür.



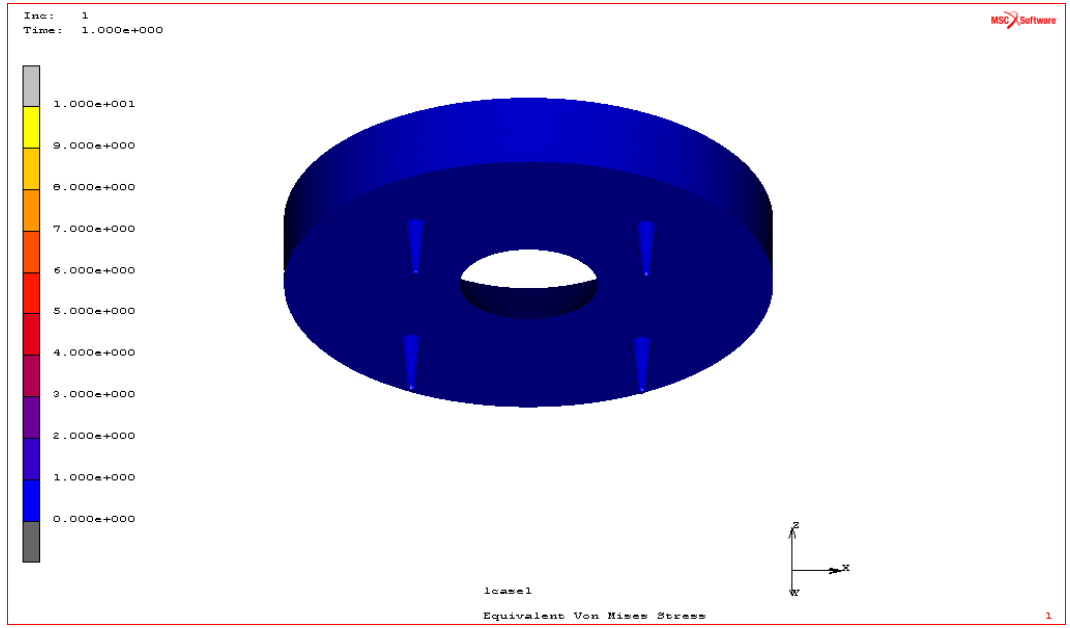
Şekil 77: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, mini-vidada von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

4.9. MIR’da Oluşan Von Mises Gerilmesi

Aşağıda MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, MIR üst yüzeyinde (şekil 78) ve MIR alt yüzeyinde (şekil 79) von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir. En yüksek von Mises gerilmesi değeri 1 MPa olarak ölçölmüştür. MIR üst yüzeyi ile vidanın ilk birleşim noktasında, MIR’da kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilme değeri 1 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilme değeri ortalama 1 MPa olarak ölçölmüştür.

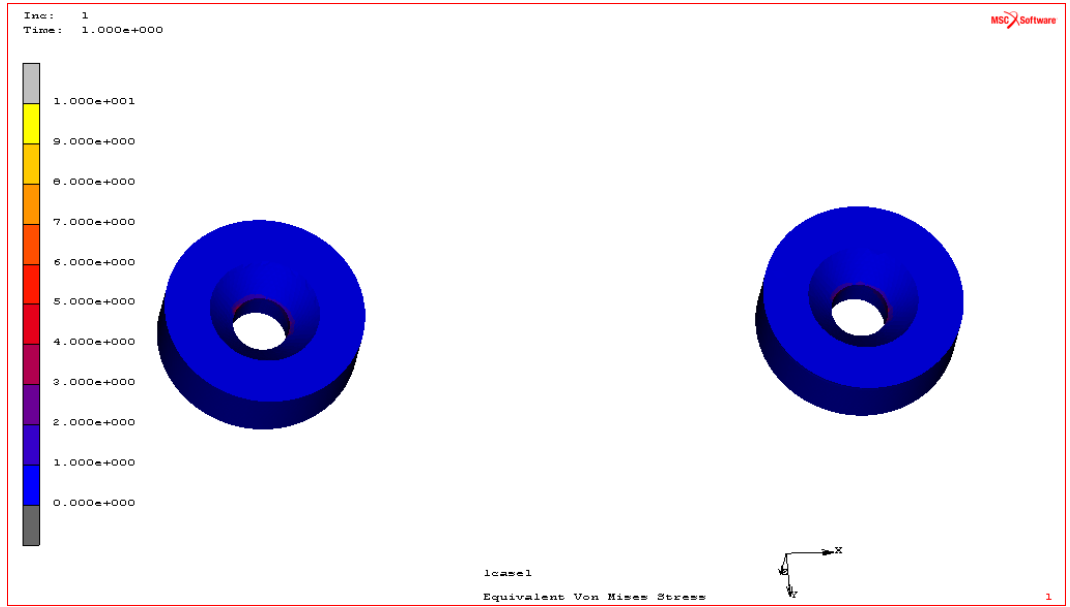


Şekil 78: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, MIR üst yüzeyinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

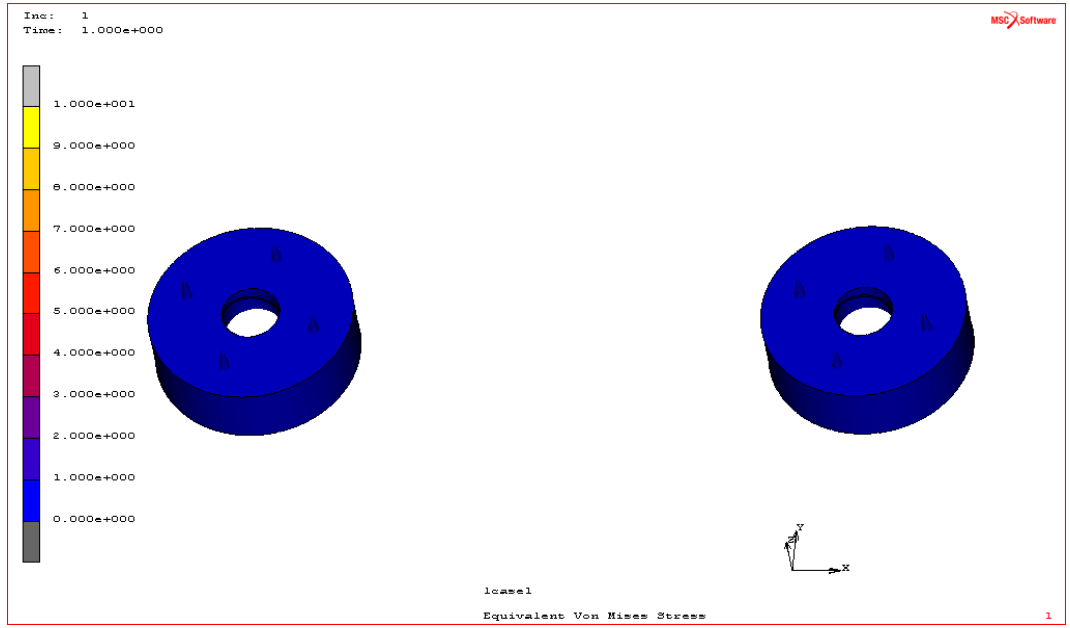


Şekil 79: MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida uygulanan blok kemik modelinde, MIR alt yüzeyinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

Aşağıda iki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, MIR üst yüzeyinde (Şekil 80) ve MIR alt yüzeyinde (Şekil 81) von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir. En yüksek von Mises gerilmesi değeri 4.3 MPa olarak vida yivi ile MIR temas noktasında ölçülmüştür. Kuvvet yönü tersinde kalan mini-vida deliğinde bulunan, MIR üst yüzeyi ile vidanın ilk birleşim noktasında, MIR'da kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilmesi değeri 2.52 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilmesi değeri ortalama 0.1 MPa olarak ölçülmüştür. Kuvvet yönünde kalan mini-vida deliğinde bulunan, MIR üst yüzeyi ile vidanın ilk birleşim noktasında, MIR'da kuvvet uygulama yönünde ortalama von Mises gerilmesi değeri 3.08 MPa, kuvvet uygulama yönünün tersinde ise von Mises gerilmesi değeri ortalama 0.1 MPa olarak ölçülmüştür.



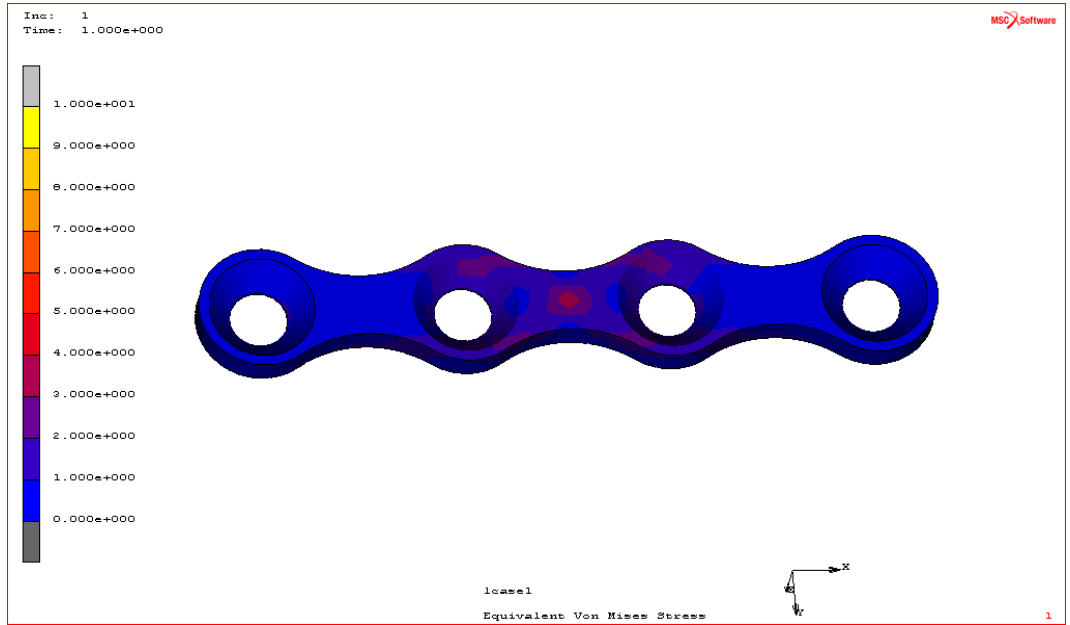
Şekil 80: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, MIR üst yüzeyinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler



Şekil 81: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, MIR alt yüzeyinde von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

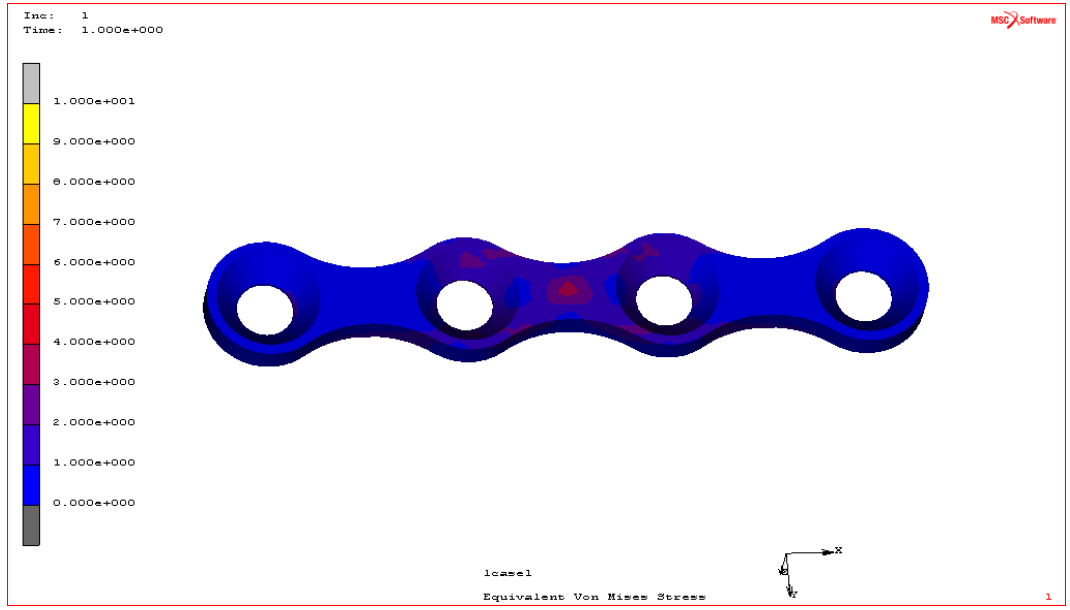
4.10. Plakta Oluşan Von Mises Gerilmesi

Aşağıda iki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, plakta von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 82). En yüksek von Mises gerilmesi değeri 3.3 MPa olarak yüklemenin yapıldığı plağın orta noktası üzerinde ölçülmüştür. Kuvvet yönü tersinde kalan mini-vidanın geçtiği plak deliğinde, plak yüzeyi ile mini-vidanın ilk birleşim noktasında, en yüksek von Mises gerilmesi değeri 1.1 MPa olarak ölçülmüştür. Kuvvet yönünde kalan mini-vidanın geçtiği plak deliğinde, plak yüzeyi ile mini-vidanın ilk birleşim noktasında, en yüksek von Mises gerilmesi değeri 1.1 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 82: İki mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, plakta von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

Aşağıda iki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, plakta von Mises gerilmesi izlenen bölgeler izlenmektedir (Şekil 82). En yüksek von Mises gerilmesi değeri 3.3 MPa olarak yüklemenin yapıldığı plağın orta noktası üzerinde ölçülmüştür. Kuvvet yönü tersinde kalan mini-vidanın geçtiği plak deliğinde en yüksek von Mises gerilmesi değeri 1.4 MPa olarak ölçülmüştür. Kuvvet yönünde kalan mini-vidanın geçtiği plak deliğinde en yüksek von Mises gerilmesi değeri 1.6 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 83: İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak uygulanan blok modelde, plakta von Mises gerilmesi izlenen bölgeler

Tablo 3: Kortikal kemikte oluşan gerilmeler

		Kortikal Kemik		
		Von Mises Gerilmesi (MPa)	Maksimum Asal Gerilme (MPa)	Minimum Asal Gerilme (MPa)
Tek mini-vida	En yüksek	2.80	3.90	-3.30
	Vida Boynu (+)	2.15	0.00	-3.08
	Vida Boynu (-)	2.48	3.38	0.00
MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida	En yüksek	0.50	0.70	-0.70
	Vida Boynu (+)	0.05	0.01	-0.04
	Vida Boynu (-)	0.05	0.03	-0.02
	MIR Kenarı	0.30	0.00	-0.40
	Sivri Ular	0.20	0.20	-0.20
İki mini-vida ve plak	En yüksek	0.50	0.60	-0.60
	Vida 1 Boynu (+)	0.42	0.00	-0.48
	Vida 1 Boynu (-)	0.35	0.42	0.00
	Vida 2 Boynu (+)	0.38	0.00	-0.45
	Vida 2 Boynu (-)	0.48	0.48	0.00
İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak	En yüksek	0.30	0.31	-0.34
	Vida 1 Boynu (+)	0.08	0.07	0.00
	Vida 1 Boynu (-)	0.22	0.22	-0.01
	Vida 2 Boynu (+)	0.08	0.07	0.00
	Vida 2 Boynu (-)	0.20	0.20	-0.01
	MIR Kenarı	0.20	0.00	-0.30
	Sivri Ular	0.10	0.90	-0.10

(+): Kuvvet ynnde llen gerilme değerleri

(-): Kuvvet uygulama ynnn tersinde llen gerilme değerleri

Vida 1: Kuvvet yn tersinde kalan mini-vida

Vida 2: Kuvvet yönünde kalan mini-vida

Tablo 4: Spongiyoz kemikte oluşan gerilmeler

		Spongiyoz		
		Von Mises Gerilmesi (MPa)	Maksimum Asal Gerilme (MPa)	Minimum Asal Gerilme (MPa)
Tek mini-vida	En yüksek	0.30	0.30	-0.30
	Kuvvet Yönü	0.30	0.06	-0.28
	Kuvvet Yönü Tersi	0.30	0.22	-0.08
MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida	En yüksek	0.06	0.06	-0.06
	Vida (+)	0.03	0.00	-0.03
	Vida (-)	0.02	0.03	0.00
İki mini-vida ve plak	En yüksek	0.06	0.06	-0.06
	Vida 1 (+)	0.04	0.00	-0.04
	Vida 1 (-)	0.03	0.02	0.00
	Vida 2 (+)	0.04	0.00	-0.05
	Vida 2 (-)	0.02	0.02	0.00
İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak	En yüksek	0.03	0.03	-0.04
	Vida 1 (+)	0.01	0.00	0.00
	Vida 1 (-)	0.02	0.02	0.00
	Vida 2 (+)	0.01	0.00	0.00
	Vida 2 (-)	0.02	0.02	0.00

Tablo 5: Mini-vida, MIR ve plakta oluşan gerilmeler

		Mini-Vida	MIR	Plak
		Von Mises Gerilmesi (MPa)	Von Mises Gerilmesi (MPa)	Von Mises Gerilmesi (MPa)
Tek mini-vida	En yüksek	6.70		
	Vida (+)	5.18		
	Vida (-)	5.78		
MIR (1 mm) ile birlikte tek mini-vida	En yüksek	1.60	1.00	
	Vida (+)	0.30	1.00	
	Vida (-)	0.30	1.00	
İki mini-vida ve plak	En yüksek	1.30		3.30
	Vida 1 (+)	1.12		1.10
	Vida 1 (-)	0.45		
	Vida 2 (+)	0.42		1.10
	Vida 2 (-)	1.25		
İki MIR (2 mm), 2 mini-vida ve plak	En yüksek	9.60	4.30	3.30
	Vida 1 (+)	1.30	2.52	1.40
	Vida 1 (-)	0.30	0.10	
	Vida 2 (+)	0.38	3.08	1.60
	Vida 2 (-)	1.28	0.10	

5. TARTIŞMA

Geçici ankraj aygıtlarının klinik kullanımı yaygınlaşmakta ve bu konuda klinik pek çok çalışma yapılmaktadır.^{30,40,41,116-121} Mini-vidaların pek çok avantajı olmasına rağmen klinik sonuçları halen tam açıklığa kavuşmamıştır. Pek çok araştırmacı mini-vidaların gevşemesinden ve başarısızlığından söz etmektedir.¹²² Retansiyonu etkileyen faktörler; mini-vidanın dizaynı²⁵, boyutları¹²³, yüzey karakteristikleri¹²⁴, kemiğe giriş açısı^{125,126}, giriş torku¹²⁷, uygulanan kuvvetin büyüklüğü¹²⁸, anatomik lokasyon^{128,129}, yumuşak doku karakteristikleri^{128,129}, köke yakınlık ve primer stabilitedir¹³⁰.

Mini-vidalar diğer tüm kemik-içi implantlar gibi ortopedik aygıtlardır. Kemiğin bu aygıtlara cevabı, terapatik kuvvetlere verilen ortodontik cevaplarla aynı pek çok prensibi içermektedir. Alveoler proçeste dişin hareket ettirilmesi, periodontal ligaman ve subperiosteal dokularda yüzeylerde ardı sıra çok yoğun kemik reaksiyonlarının meydana gelmesini gerektirmektedir. Kemik açısından değerlendirildiğinde ana mekanizma kemik modelasyon (kemiğin şeklinin, formunun veya kütlesinin değişikliği) ve remodelasyonudur (varolan kemiğin “turnover”ı). Kemik yeni çevresel koşullara yeni kemik dokusunun eklenmesiyle (anabolik modelasyon) veya kemik dokusunun rezorbe edilmesiyle (katabolik modelasyon) adapte olmaktadır. Remodelasyon hücre aktivasyonu, kemik rezorpsiyonu ve kemik yapımı ile gerçekleşmektedir. Bu düzen, mekanik uyarılara bağlı inflamasyonla tetiklenen, büyüme ve iskemik faktörlerle kontrol edilmektedir.⁵ Fizyolojik inflamatuvar cevap, fonksiyonel ve parafonksiyonel yüklemeye ikincildir. Kemik gerilme ve baskı streslerine dayanabilirken, en düşük direnci makaslama streslerine karşı göstermektedir. Fizyolojik sınırlardaki ortodontik kuvvetler kemik oluşumunu destekler. Fizyolojik limitin üzerindeki stresler çevreleyen kemik dokuda bütünlüğün sağlanamamasına bağlı olarak implant kayıplarına sebep olabilmektedir.¹³¹

Bu çalışmada ortodontide ankraj amacıyla kullanılan mini-vida, mini-plak ve MIR aygıtlarının kendi bünyelerinde ve destek kemik dokusunda meydana getirdikleri stres dağılımları, 3-boyutlu sonlu elemanlar stres analizi aracılığıyla değerlendirilmiştir.

Roux² kemiğin trabeküler yapısının mekanik uyarılarla değişebileceğini ve hücresel faaliyetlerin bu süreci belirlediğini iddia etmiştir.

Wolff¹³² ise, “Wolff Kanunu” ile dışardan uygulanan kuvvetlerin kemik boyutunu ve şeklini değiştirebileceğini söylemiştir. 1987 yılında Roesler¹³³ isimli araştırmacı, bu kanunun kemik dizaynı ile ilgili kuramsal matematiksel kurallardan başka bir şey olmadığını, “Roux Paradigması”nın kemiğin adaptasyon kabiliyetini biyomekanik açıdan daha iyi açıkladığını ve Wolff kanunu ile çelişen parçaları olduğunu açıklamıştır.

Wolff¹²¹ bir yapıya kuvvet uygulandığında o yapıda oluşan internal gerilmelerin yönlerinin, uygulanan kuvvet vektörü ile dik açı yaptığını açıklamıştır. Oysa 2000 yılında Jacobs¹³⁴, sonlu elemanlar stres analizi kullanarak yaptığı çalışmasında, bu kuramın her zaman geçerli olmadığını, kemik dokusunda bazen çevresel faktörlerin etkisiyle bu açısal değer değişebildiğini, ayrıca kişisel faktörlerin de bu durumu etkileyebileceğini bildirmiştir.

Frost¹³⁵ ise, gelişen teknolojik imkanlardan da faydalanarak, Roux’un yüz yıl önce yapmış olduğu açıklamaların geçerliliğini doğrulayan mekanostatik teoriyi ortaya atmıştır. Buna göre kemiğe dışarıdan uygulanan mekanik kuvvetler, kemik yapımından ve yıkımından sorumlu hücreler üzerinde farklı mekanik stimuluslar oluştururlar. Araştırmacı eksternal gerilmeler tarafından oluşturulan bu stimuluslara karşı kemik dokusunun kontrollü olarak cevap verdiğini açıklamıştır. Huiskes² isimli araştırmacı da, Roux’un ortaya attığı ve Frost’un güncelleştirdiği bu mekanostatik teorinin kemik dokusunun dış uyaranlara verdiği cevabı

açıklayan en güvenilir teori olduğunu ve bu alandaki birçok soruya cevap verdiğini iddia etmiştir.

Moss¹³⁶, ise 1954 yılında kendi adı ile anılan “Fonksiyonel Matriks Teorisi”nde, gelişmekte olan fonksiyonel ünitenin ihtiyaçlarına göre, bu üniteyi çevreleyen, koruyan veya destek olan iskeletsel ünite de sekonder olarak bir değişim olduğunu açıklamıştır. Günümüzden yaklaşık 50 yıl önce ortaya attığı bu fikri, gelişen imkanlardan faydalanarak birkaç yıl önce güncelleyen ve eksik yönlerini tamamlayan araştırmacı¹³⁷⁻¹⁴⁰, iskeletsel ünitedeki değişim ihtiyacının intrinsik ve ekstrinsik bazı faktörlerin etkisinde yürüdüğünü iddia etmiştir. Araştırmacı kas dokusunun kemik yapıda bir gerilme oluşturduğunda, mekanoreseptör kemik hücrelerinin hücreler arasındaki sinaptik boşluklara bazı iyonlar saldıgını ve bu iyonların diğer kemik hücre membranlarında uyarıma yol açarak elektriksel bir akım oluştuğunu açıklamıştır. Ayrıca Moss¹³⁸, bu uyarım ile osteoklastlar ve osteoblastların faaliyet gösterdiğini, bu faaliyetin kimi zaman adaptif karakterde olurken, kimi zamanda kemiğe yüklenen kuvvete karşı koruyucu nitelikte olduğunu belirtmiştir. İşte bu kemik cevabı intrinsik (genomik) özellikler tarafından belirlenirken, kas kuvvetlerinin oluşturduğu gerilmeler ise ekstrinsik özellikler taşımaktadır.

Bir materyalde veya bir dokuda gerilmelerin incelendiği in-vitro çalışmalarda çeşitli analiz yöntemleri mevcuttur^{74,141-144}.

Fotoelastik kuvvet analiz yönteminde bir cisimden ölçü alınarak, elde edilen kalıbın içerisine ışığı geçirebilme özelliğine sahip fotoelastik bir dolgu maddesi dökülür¹⁴⁴. Bu materyale kuvvet yüklenir ve oluşan mekanik iç gerilimler özel bir ışın verilerek gözle görülebilen ışık taslaklarına dönüşür. Bu yöntemde kullanılan materyaller, gerçek dokuların mekanik özelliklerini tam olarak yansıtamamaktadır. Örneğin dişin elastik katsayısı 14700 MPa iken, dişi simüle eden PLM-1 materyalinin elastik katsayısı 2931 MPa’dır. Alveol kemik için elastik katsayısı 490 MPa iken, PL-2 simülantının elastik katsayısı 207

MPa'dır¹⁴⁵. Değerlerin oransız azalması göz önüne alındığında, bu stres analiz yöntemi ile elde edilen sayısal değerlerin güvenilirliği düşündürücü olmaktadır. Ayrıca kraniyum gibi karmaşık, delikli ve grift yapıların 3 boyutlu hassas modellerinin ölçüsünün alınması çok zordur. Işığın kalitesinin değişmesi, stres tipleri ve miktarlarının belirlenmesinde yetersiz kalması ve sonuçların değerlendirilmesinde kişisel yorum farklılıklarının oluşması tekniğin diğer dezavantajlarıdır.

Kırılabilir vernik ile kaplama tekniğinde, analiz yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırınlanmasından sonra kuvvet yüklenir. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir¹⁴³. Bu yöntemle gerilmenin nispeten az olduğu bölgelerde oluşan çatlakların incelenmesi zordur.

Halografik interferometri yönteminde interferometre isimli bir aletten yararlanılır. Cisme kuvvet yüklenerek hareket etmesi sağlandığında, bu aletten çıkan iki lazer ışını demeti saçaklanarak gerilme alanlarının değerlendirilmesini sağlar¹⁴⁶. Bu teknikte kontrol edilmesi çok zor olan vibrasyonun elimine edilmesi gerekmektedir.

Termografik gerilme analiz metodunda analiz yapılacak cismin ölçüsü alınır. Daha sonra bu kalıbın içerisine izotropik homojen elastik bir madde dökülür. Uygun şartlar sağlandığında strese bağlı olarak cisimde meydana gelen volumetrik değişimler cismin yüzeyinde ısı artışına neden olur. Materyale belirli bir devir ile kuvvet yüklendiğinde ısıya göre devirde ortaya çıkan değişikliğe bakılarak yüzeyel ısının arttığı bölgelerde gerilme ve gerinim incelenebilir¹⁴⁷. Bu yöntem ile derin bölgelerdeki stresin incelenmesi zordur, kesit alınarak lokal olarak bir bölgenin incelenmesini yapmak oldukça güçtür.

Bir başka gerilme analiz yöntemi ise gerilim ölçer kullanılarak yapılandır. Gerilim ölçer, yük altındaki yapıların bünyesindeki doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılır. Bu aygıtın mekanik, optik, akustik, elektriksel ve elektronik bünyeye sahip çeşitleri vardır. Bu araç

kullanılarak çok küçük yapıların bile yüzeyel gerilmeleri ölçülebilir; ancak iç gerilmelerin değerlendirilmesi mümkün değildir.¹⁴⁸

Radyo telemetri yöntemi, implantasyon veya yüzeye yapıştırma yolu ile bir vericinin gerilme oluşumu incelenecek yapının üzerine bağlanması, daha sonra da radyo dalgalarını yayacak bir anten ve bir alıcı ile oluşan frekans farklılıklarının değerlendirilmesini içerir.¹⁴⁴ İn vivo araştırma yapılabilir, ancak vericinin yerleştirilmesi için bir operasyon gereklidir.¹⁴⁹ Direnç farklılıkları, frekansın ayarlanması ve verici aygıt yerleştirildikten sonra aygıtta oluşabilecek olumsuzluklar bu yöntemin zorluklarıdır.

Son yıllarda, sonlu elemanlar metodu yapısal, katı ve akışkan mekaniği alanlarındaki pek çok sorunun çözülmesinde sık kullanılan bir teknik haline gelmiştir. Biyomekanik için de sonlu elemanlar metodu araştırma ve eğitim amaçlı kullanım açısından pek çok gelişim göstermiştir. Sonlu elemanlar metodu başka hiçbir aracın sağlayamayacağı bir çok çalışmanın yapılarak problemlerin çözülmesine olanak sağlamaktadır. Mackerle⁹¹ yapmış olduğu derlemesinde diş hekimliği ve ortodontide dahil olmak üzere pek çok biyomedikal alanda sonlu elemanlar metodunun kullanımını bir arada sunmuştur.

Bu çalışmada gerilme analiz yöntemi olarak 3-boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntemin seçilmesiyle diğer gerilme analiz yöntemlerinin bazı eksikliklerini elimine edebilmek amaçlanmıştır.

Sonlu elemanlar analizinin sonuçlarının doğruluğu kullanılan eleman sayısı, “node” sayısı ve tipinden etkilenmektedir. Modelin oluşturulmasında daha çok eleman kullanılması, daha fazla detay elde edilmesini ve gerçeğe daha yakın değerler elde edilmesini sağlamaktadır.⁹³ Vollmer ve ark.¹⁵⁰ 11500 node, 7100 elemanlı, Nagahara ve ark.¹⁵¹ 40136 node ve 31879 elemanlı, 3-boyutlu sonlu elemanlar modelleri elde etmişlerdir. Biz çalışmamızda 38000-141000 node ve

186000-718000 elemanlı modeller elde ettik. Diğer çalışmalar büyük mandibula modelleri için bu sayılarda node ve eleman kullanırken, bizim dikdörtgen prizma kemik bloklarımız için bu kadar yüksek sayılarda , eleman ve node kullanmamız daha doğru sonuçlar veren analizler yapmamızı mümkün kıldı.

Şimdiye kadar diş hekimliği alanında yapılan sonlu elemanlar analizlerinde materyal özellikleri farklı seçilmiştir. Kortikal ve spongiyoz için elastisite modülü ve Poisson oranı pek çok çalışmada farklı alınmıştır¹⁵². Kortikal kemiğin elastisite modülü değeri olarak 2.727 GPa¹⁵³, 10 GPa¹⁵⁴, 13.4 GPa¹⁵⁵, 13.7 GPa^{115,156}, 15 GPa¹⁵⁷, 18GPa¹²² değerleri kullanılmış ve Poisson oranı için örnek verilen tüm çalışmalar 0.30 değerini vermiştir. Spongiyoz kemik için ise 0.15 GPa¹⁵⁷, 0.25 GPa⁷², 0.79 GPa⁸⁰, 1.37 GPa⁸¹ ve 7.9 GPa¹¹⁵, 13.7 GPa¹²² değerleri kullanılmış, Poisson oranları için 0.30 tercih edilmiş sadece bir yayında 0.31⁸¹ olarak bir farklılığa rastlanmıştır. Spongiyoz kemiğin elastik modül değeri 100MPa ve 700MPa alındığında kortikaldeki von Mises streslerinde %10 azalma görülmüştür, 700'den 1300MPa'a arttırınca von Mises'ta önemsiz değişiklikler görülmüştür.¹⁵⁸ Elastisite modülünün çok düşük değerlerde alınması kortikal kemikte ölçülen streslerde bir fark yaratırken 0.7, 1.3 GPa değerlerinden sonra anlamlı bir değişiklik olmamaktadır. Biz çalışmamızda kortikal kemik elastisite modülünü 13.7 GPa, Poisson oranını 0.30 olarak, spongiyoz kemik için elastisite modülünü 7.9 GPa, Poisson oranını 0.30 olarak aldık. Mini-vida, MIR ve mini-plak tip V "standart health grade" titanyum materyali olarak hazırlanmış ve elastisite modülleri 105 GPa¹¹⁵ ve Poisson Oranları 0.33 değerleri kullanılarak modellenmişlerdir. Bu değerler güncel çalışmalarla^{115,156,158} uyum içindedir.

Materyal özellikleri yapıda gerilme ve gerinim dağılımı üzerinde çok büyük bir etkiye sahiptir. Sonlu elemanlar analizi modellemeleri yapılırken modeller izotropik, tansvers izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak hazırlanabilmektedir. İzotropik bir materyal özellikler

tüm yönlerde aynıdır. Anizotropik maddeler farklı yönlerde ölçüldüklerinde farklı özellikler göstermektedir. Yapılan çoğu çalışmada materyallerin homojen, lineer oldukları ve elastik madde gibi davrandıkları belirtilmektedir. Geçmişte yapılan sonlu elemanlar analizleri, trabeküler yapıyı tanımlama imkanı olmadığından, kemiğin trabeküler yapısını yok saymışlardır. Dolayısıyla trabeküler kemiğin kortikal kemik yapısı altında solid bir yapıya sahip olduğunu kabul etmişlerdir. Her iki kemik yapısı da basitçe lineer, homojen ve izotropik olarak modellenmiştir. Yapılan bazı çalışmalar^{159,160} kortikal kemiğin homojen ve izotropik olmadığını iddia etmektedir. Bu homojen olmayan, anizotropik ve kompozit yapı farklı mutlak gerinimlere ve elastik modüllere yol açmaktadır. Test koşulları ölçülen materyal özelliklerini etkilemektedir. Rieger ve ark.¹⁶¹ kemiğin sağlığını sürdürmesinde 1.4-5.0 MPa stres aralığında kuvvetlerin gerekli olduğunu söylemektedir. Bu aralığın dışında kalan streslerin kemik resorpsiyonuna sebep olabileceği belirtilmiştir.¹⁵²

Gracco ve arkadaşları¹²² yaptıkları bir çalışmada mini-vidaların farklı uzunluklarda olmalarının ve osseoentegrasyon seviyelerinin stabilizeye etkisini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda 2N kuvvet uygulandığında mini-vida uzunluğu 14mm'den uzun olduğunda kritik koşullar oluştuğunu ve parsiyel osseoentegrasyonu (%50) osseoentegrasyon olmamasına tercih ettiklerini belirtmişlerdir.

Ankraj ortodontik tedavide çok önemli bir yere sahiptir. İstenen etkileri elde edebilmek ve yan etkileri en aza indirmek için ankraj sağlanmalıdır.¹⁶² Ankraji arttırabilmek için ortodontik mini-vidalar geliştirilmiştir ve farklı diş hareketlerine ankraj sağlamaları için kullanılmışlardır.^{57,59,163,164} Ortodontik mini-vidalar, ortodontik ankraj amaçlı kullanılan konvansiyonel dental implantlar ile karşılaştırıldığında pek çok avantaja sahiptir. Bunlara örnek olarak cerrahi prosedürün daha basit olması mini-vidaların yerleştirilmesi ve çıkarılması sırasında daha az travma oluşturması, anatomik limitasyonlarının minimal olması,

implantasyon sonrası hemen yüklenebilmesi ve düşük maliyette olmasıdır^{10,165}. Bunların yanı sıra bazı klinik çalışmalarda ortodontik ankraj sağlamak için kullanılan mini-vidaların yüksek başarısızlık oranlarından bahsedilmiştir. Mini-vidaların başarısızlığında etkili olan faktörlerden bazıları inflamasyon, enfeksiyon, keratinize olmayan implant bölgeleri, mini-vidaların küçük olmasıdır.^{40,60,68,166-168}

Geçmişte yapılan çalışmalar, mekanik deneyler, histomorfometrik çalışmalar ve sonlu elemanlar analizleri ile mini-vida ankraj sistemlerinin stabilitelerini değerlendirmişlerdir. Vida geometrisinin, kemik kalitesinin, yükleme etkilerinin ve implantasyon koşullarının etkileri incelenmiştir. Stabilitenin geliştirilebilmesi için pek çok öneride bulunulmuştur. Bunlar konik şekilli vidalar, "abutmentli" vidalar, boyun bölgesinde yiv kullanılmaması, geniş çaplı vidaların kullanılması, 9 mm uzunluğunda vidaların kullanılması, bikortikal veya parsiyel osseoentegrasyon sağlanması, 1 mm'den kalın kortikal kemiğe implantasyon yapılması, yoğun densiteli kemiğe yerleştirilmesi, rehber frezlesiz mini-vidaların ortaya çıkması, 5-10 Ncm yerleştirme torku kullanılması, yükün bukkal yönde devrilmesi, 60-70 derece açıyla yerleştirilmesidir. Bu önerilerin çoğu mekanik açıdan yeterli açıklamaya sahip olunmadan yapılmıştır. Yeterli biyomekanik değerlendirme yapılmadan ve anlaşılmadan klinik kullanım için güvenilir prensipler belirlenemez.¹⁶⁹

Mini-vidaların mutlak ankraj sağladığı, bu ankraj ünitelerinin tamamiyle hareketsiz olduğu ve molarların çekim boşluğuna hareketine engel olabildiği söylenmektedir.^{170,171} Ancak uzun dönemde mini-vidaların ve molarların pozisyonlarını uzun süreli ortodontik kuvvetler karşısında klinikte koruyup korumadığı kesin değildir.¹⁷² Zhu ve ark.¹⁷³, Liou ve ark.³⁰, Xun ve ark.¹⁷⁴ mini vidaların ortodontik kuvvetler altında hareket edebileceğini iddia etmişlerdir. Hsieh ve ark.¹⁷⁵ köpekler üzerinde yaptığı çalışmada kemik içi titanyum implantların yük altında hareket ettiğini

göstermiştir. Mini-vida ve dişlerdeki çok küçük hareketlerin tespit edilmesinde lateral sefalometrik filmlerin yetersiz olduğu ileri sürülmektedir.¹⁷² Bu konuda bilgisayarlı tomografi gibi 3 boyutlu görüntüleme yöntemlerinden faydalanmak yararlıdır.

Liu ve ark.¹⁷² mini-vidaların ve molarların ortodontik kuvvetler altında ankraj olarak kullanıldıklarında meydana gelen sürüklenme miktarlarını incelemiştir. Anterior “en-masse” retraksiyon yapılacak 60 yetişkin hastada mini-vidalar ankraj olarak kullanılmıştır. Kuvvet uygulanmasından önce ve çekim boşluğunun kapatılmasından sonra bilgisayar tomografileri alınmıştır. 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar ve karşılaştırmalar yapılarak mini-vida 1. molar ve santrallerdeki yer değişim miktarları saptanmıştır. Çalışmaların sonucunda mini-vidaların apikali 0.23 mm, koronali de 0.23 mm meziale hareket etmiştir ; 1. molarların apikali 0.91 mm, koronali ise 0.92 mm meziale hareket etmiştir. Üst keserlerin retraksiyonu sırasında insizalde 5.94 mm, apikalde 1.40 mm retraksiyon ile birlikte 1.84 mm intrüzyon gözlenmiştir.

Diş hareketinde periodontal ligament çok önemli bir rol oynamaktadır.¹⁷⁶ Üzerlerinde kuvvet olmamasına rağmen molarların mezialize olması gelen kuvvetlerin mezialde çekilmiş olan premolarlar tarafından karşılanmaması sebebiyle molarların meziale doğru hareketine bağlıdır.^{177,178}

Mini-vidaların kemik içerisinde hareket etmesi ise konvansiyonel periodontal basınç-gerilim konseptiyle açıklanamamaktadır. Frost’un mekanostat teorisi kompleks kemik biyomekaniklerinin açıklanmasında kullanılmaktadır.^{135,179,180} Kemik remodelasyon aktivitesi dinamik yüklemenin en yüksek gerinimine bağlıdır; mini-vidaların yer değiştirmesi bununla açıklanabilmektedir. Newton’un 3. kuralına göre her kuvvete eşit ve ters yönde bir kuvvet oluşur. Mini-vida ankrajında da bu keserlerde retraksiyon yapılırken mini-vidaya tersi yönde eşit bir kuvvet etki etmesine sebep olur. Kemik mini-vida arayüzünde gerçekleşen

remodelasyon ve mini-vidanın hareket etme mekanizması çevreleyen kemikteki kuvvetle beraber oluşan gerilme-gerinim bölgeleriyle ilişkilidir.^{181,182}

Sonlu elemanlar analizi gibi birçok bilgisayar metodu ile mini-vidayı çevreleyen kemikte oluşan gerilme-gerinim dağılımı incelenmiştir. Bunlar kemik remodelasyonunun ve bunun sonuçlarının tahmin edilebilmesi için anlamlı bilgiler vermektedir.⁷¹

Yapılan pek çok çalışma mini-vidaların çevrelerinde oluşan streslerin kaynaklarını araştırmış ve stabiliteyi arttırmak için pek çok faktörü incelemişlerdir.

Liu ve ark.'ın çalışmasında¹⁷² molarlar ve mini-vidaların meziale kaydığı; ancak bu kaymaların aynı miktarda olmadığı gözlenmiştir. Sonuçlar mini-vidaların tedavi sonunda kökleri sıkıştırılabileceğini göstermiştir. Daha önceki bir çalışma¹⁸³ kökler arası mesafelerin 1.6 ile 3.46 mm arasında olduğunu göstermiştir. Mini-vidaların çaplarının 1.6 mm olması, kök mini-vida arası mesafenin yetersiz olması ve molar ile mini-vidanın meziale kayma hızlarının farklı olması gibi sebepler mini-vida başarısızlığı için kritik faktörler olabilir.¹⁸³ Mini-vidaların, uzun dönem stabiliteleri açısından, daha anterior bir bölgeye yerleştirilmelerinin daha iyi olabileceği ileri sürülmüştür.¹⁷²

Motoyoshi ve ark.¹⁰⁹ ortodontik mini-implantlar etrafındaki kemikte oluşan stres dağılımlarını sonlu elemanlar metoduyla incelemişlerdir. Farklı yönlerde uygulanan kuvvetlerin stres dağılımlarına bakmışlar ve mini-implant gevşemesine neden olabilecek risk faktörlerini incelemeye çalışmışlardır. Konvansiyonel ve boynunda yiv bulunmayan mini-implantlar 1 ve 3 mm kortikal kemiklere yerleştirilmiş ve 3 boyutlu sonlu elemanlar modelleri hazırlanmıştır. Araştırmacılar kuvvet uygulama yönüne göre kemik üzerindeki sıkışma gerilmelerinin dağılımlarını incelemişlerdir.¹⁰⁹

0, 90 ,180 ve 270 derece açılarla mini-vidaya dik yönde vida başında 3N kuvvet sonlu elemanlar modeli üzerinde uygulanmış ve gerilme analizleri yapılmıştır. En yüksek stres vida yivinin kortikal kemik üzerine ilk giriş yaptığı noktanın kuvvet yönü ile çakıştığı kortikal kemik yüzeyinde meydana gelmiştir. En düşük stres ise yüzeye en yakın yivin kortikal kemik yüzeyine en uzak olduğu 270 derece açılı kuvvet uygulandığında görülmüştür.

Mini-vidanın yivinin giriş noktası kortikal kemik yüzey kenarına denk geldiğinde gerilme değerlerinde yaklaşık 2.5 katına artış görülmektedir. Vida boynu düz olursa farklı açılarda kuvvet uygulansa dahi önemsiz farklılıklar görülmektedir.

Konvansiyonel mini-implant modelinde stres dağılımlarının kuvvet yönüne bağlı olduğu görülmüştür. Boynunda yiv olmayan modellerde ise mekanik anizotropi görülmemiş ve gerilme değerleri de daha düşük bulunmuştur. Kortikal kemik kalınlıkları her iki modelde de önemsiz bulunmuştur. Mekanik anizotropinin mini-implant başarısızlığındaki risk faktörlerinden biri olabileceği düşünülmüştür. Araştırmalar sonucunda boynunda yiv bulunmayan model mekanik anizotropileri azaltmada kullanılabileceği, benzer şekilde konvansiyonel vidalar yivli kısımlarının ötesine kadar daha derin yerleştirilmelerinin başarıyı artırabileceği yorumu yapılmıştır. ¹⁰⁹

Yiv şekli ¹⁸⁴ ve yiv adımı ¹⁸⁵ bir vidanın stabilitesini etkilediği iddia edilmektedir. Çoğu mini-vidanın yivleri, mini-vidanın sağa doğru döneceği şekilde tasarlanmıştır; dolayısıyla vidalar geometrik olarak asimetriktir. Çoğunlukla mini-vidalarda kuvvetler uzun akslarına dik olarak gelmekte, protetik implantlarda ise yük vertikal oklüzal kuvvetlerle uzun aksa paralel etki etmektedir. Yiv köşesinin başlangıç noktasının kemik içerisindeki yeri klinikte yerleştiriliş şekline bağlıdır.

Duaibis ve ark¹⁵⁸ mini-vidanın kemik içi uzunluğunun değiştirilmesi önemli bir değişikliğe yol açmadığını bulgulamıştır.

Çalışmanın sonucunda mini-vida kemik içi uzunluğunun, kortikal kemik kalınlığının, yiv şekli ve vida adımının kortikal kemikte oluşan streslerde önemli bir değişiklik oluşturmadığı bulunmuştur. Mini-vidanın başının uzunluğunun değişmesinin etkili olduğu belirtilmiştir. Mini-vida başı uzunluğu 6 mm'den 2 mm'ye azaltıldığında kortikal kemikteki en yüksek von Mises gerilimlerinde %59'luk bir azalma gözlenmiştir¹⁵⁸ (18.9'da 7.9'a). Bizim çalışmamızda 4. senaryoda platformun yükseltilmesine bağlı olarak streslerde artış olmasından endişe edilmiştir; ancak analizler yapıldığında görülmüştür ki, MIR sivri uçları ve yüzeyi kortikal yüzeyine stresi dağıtmış, mini-vida boynunda kortikal kemikte bir stres birikimi olmamıştır.

Kortikal kemik kalınlığının homojen alınabilmesi ve gerçek kemik yüzeyindeki düzensizliklerin mini-vida giriş yolunu etkilememesi amacıyla kemik blokları modellenmiştir. Kortikal kemik kalınlığı 1.5 mm olarak alınmıştır. Bu değer benzer çalışmalarla uyumluluk göstermektedir.^{183,186,187}

Tozlu ve ark.¹⁸⁸ 2011 yılında yaptıkları bir çalışmada ilk defa MIR (mini-implant ring) aygıtından bahsetmişlerdir. Çalışmada mini-implantların ortodontik yük altındaki yer değiştirmesini incelemişler ve kemik kalınlığının bu yer değiştirme üzerinde anlamlı bir etkisi olup olmadığını değerlendirmişlerdir. Mini-implant kayıplarının halen görülmesi¹⁸⁹ ve başarısızlık nedenlerinin kesin çizgilerle belirlenememesi¹⁹⁰, stabilizeyi arttırmak için olan arayışın sürmesine sebep olmaktadır. Kortikal kemik kalınlığının mini-implant başarısı üzerine etkilerini gösteren çalışmalar bulunmasına rağmen, mini-implant üzerine uygulanan ortodontik kuvvet karşısında oluşan yer değiştirmeyi ölçen ilk çalışmayı Tozlu ve ark. gerçekleştirmiştir¹⁸⁸. Çalışmada uygulanan 200g teğet yük karşısında sığır kalça kemiğine yerleştirilen mini-implantların yer değiştirme miktarlarını instron cihazı ile ölçmüşlerdir. 24 mini-implantı MIR ile kemiğe , diğer 24 tanesini ise kontrol grubu olarak direk kemiğe

yerleştirmişlerdir. Çalışmada aynı zamanda her vidanın uygulandığı bölgedeki kemik kalınlıklarını da ölçmüşler ve ince-kalın olarak 2 gruba ayırmışlardır. Sonuç olarak MIR olan vidalarda kemik kalınlığının yer değiştirmeye anlamlı bir etkisi bulunamamışken, kontrol grubunda anlamlı bir fark bulunmuştur. Aynı zamanda MIR olan grubun yer değiştirme miktarları kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur. Burdan yola çıkarak mini-implantların özellikle ince kortikal kemik olan bölgelerde MIR ile kullanılmasının faydalı olabileceği yorumu yapılmıştır. Bizim çalışmamız da bu sonuçlar ile uyum içerisindedir.

Von Mises değerlerinin kemikte kullanılmasının doğru olmadığı, kemik gibi kırılğan özellikli materyallerde maksimum asal (principle) stresin kullanılması gerektiği söylenmektedir.¹⁵⁸

Von Mises stresleri von Mises'in kriterlerine bağlı olarak başarısızlık tahmininde bulunur. Bu kriterler materyalde von Mises stres değeri akma dayanımı değerini aştığında materyalde geri dönülemez bir bükölme meydana geldiğini belirtmektedir.¹⁹¹ Von Mises kriterleri metal gibi eğilebilir materyallerde kullanılmak için uygundur. Kemik gibi kırılğan materyaller için ise, von Mises yerine maksimum asal gerilmenin kullanılması uygundur. Maksimum asal gerilme kriteri maksimum stres değerinin materyalin en yüksek çekme dayanımından veya en yüksek sıkışma dayanımında fazla olması durumunda başarısızlık olacağını belirtmektedir.¹⁹² Biz çalışmamızda değerlendirme açısından kemik doku stres analizlerinde maksimum ve minimum asal gerilmeleri baz aldık. Von Mises değerlerini ise literatürde sık rastlamamız sebebiyle, karşılaştırılabilir değerler elde etmek ve genel stres dağılımları hakkında bir fikir edinmek amacıyla kemik dokularda ölçtük. Titanyum geçici ankraj aygıt elemanlarında ise önerildiği gibi sadece von Mises gerilmelerini ölçtük.

Kortikal kemik von Mises gerilim değerleri ortalama stres değerleri hakkında fikir vermek ve farklı modeller arası stres farklılıklarını

karşılaştırabilmek amacıyla verilmektedir. En yüksek maksimum ve minimum asal gerilme değerleri fizyolojik kemik başarısızlığı riskini değerlendirmeyi mümkün kılmaktadır. Maksimum asal gerilme teorisine göre en yüksek maksimum asal gerilme değeri son çekme dayanımını (100-130MPa) veya en yüksek minimum asal gerilme değeri son sıkışma dayanımını (170-190MPa) geçerse kortikal kemikte aşırı yükleme olacağını belirtmektedir.^{193,194} Bizim çalışmamızda değerler bu kritik değerlerin çok altında bulunmuştur.

Mini-vidaların yerleştirilmesi sonrası gevşemesi ve hareketli hale gelmesi klinik olarak gözlenmektedir.⁵⁷ Yapılan bazı çalışmalar dental implantlarda, protez yerleştirilmesi sonrası¹⁹⁵⁻¹⁹⁷ oluşan kemik remodelasyonunu incelemiş ve kortikal kemiğin dayanabildiği max. fizyolojik gerilmelerin -2800 ile -3400 mikrostrain (yaklaşık -40 ile -50 MPa¹⁹⁸⁻²⁰⁰) arasında olduğunu bildirmiştir. Sugiura ve ark.²⁰⁰ mini-vida etrafındaki kortikal kemik rezorbsiyonunun -50 MPa üzerinde sıkışma gerilmeleri oluşan bölgelerde olduğunu belirtmiştir. Jung ve ark.²⁰¹ kalça eklem implantı modeli kullandıkları sonlu elemanlar analizinde kortikal kemik remodelasyon simülasyonu için kritik eşik değeri olarak -50 MPa kullanmışlardır. Lee ve ark.²⁰² kemiğin aşırı yüklendiği durumları gösteren bir gerilme eğrisi oluşturmuş ve yüksek densiteli kemiklerde bu değer 25 MPa üzerinde iken rezorbsiyon bölgesi üzerinde olduğunu bildirmişler. Çalışmamızda elde edilen tüm değerler bu kritik değerlerin altında bulunmuştur.

Maksillofasiyel kemik plaklarını ortodontide iskeletsel ankraj için ilk defa Umemori ve ark.²⁰³ ile Jenner ve Fitzpatrick²⁰⁴ kullanmıştır.

Nalbantgil ve ark.¹⁸⁷ yeni tasarladıkları mini-plak sistemi ile konvansiyonel mini-plakları karşılaştırmışlardır. 1,5 mm kortikal kemik kalınlığına sahip bir kemik modeli hazırlanmıştır. Yeni tasarlanan 2 mini-plak ve standart mini-plak 3-boyutlu model ile simüle edilmiştir. 200 g kuvvet mini plakların uçlarından uygulanmıştır ve kortikal kemik ile vidalar

üzerindeki stresler 3-boyutlu sonlu elemanla metodu ile değerlendirilmiştir. Çalışmada MIR'ın 4 tane sivri çıkıntısı mini-plak yapısı içerisine eklenmiştir. Çalışmanın sonucunda yeni tasarlanan mini-plakların sivri çıkıntılarının etkili olduğu vidaya etki eden streslerin azaldığı ve daha eşit bir stres dağılımı olduğu bulunmuştur.

Mini-plakların ortodontik tedavilerde ankraj amaçlı kullanımlarının klinik değerlendirmesini yapan Choi ve ark²⁰⁵ mini-plak kullanılan ve ümit vaat eden çalışmalar olmakla birlikte, komplikasyonları rapor eden yayınlar da olduğunu belirtmiştir. Kendi çalışmalarında da mini-plak komplikasyonlarını 68 mini-plak vakasında değerlendirmiş ve %7 başarısızlıkla karşılaşmışlardır. Kim ve arkadaşları²⁰⁶ yaptıkları çalışmada mini-plak ile dişleri ortodontik ankraj açısından değerlendirmişlerdir. Mutlak ankraj için kullanılan mini-plaklarda minimal de olsa bir hareket olduğundan bahsetmişlerdir. Biz çalışmamızda MIR platformu ile mini-plağı yumuşak doku üzerine taşımayı böylece komplikasyonları azaltmayı, daha hijyenik bir aygıt tasarlamayı ve sivri uçların da katkısıyla stabiliteyi arttırmayı hedefledik. Elde ettiğimiz sonuçlar senaryo 4'te minividanın boynunun kortikal kemiğe uyguladığı streslerde bir azalma olduğunu göstermiştir.

Cha ve arkadaşları²⁰⁷ bukkal bölgede yumuşak doku kalınlıklarını hem alt hem üst çene için ölçmüşlerdir. Çalışmalarının sonucunda buldukları en kalın ortalama değer 1.84 mm olarak hesaplanmıştır. Başka bir çalışmada²⁰⁸ sement mine birleşiminde gingival dokunun ortalama kalınlığı 1.22 ± 0.32 mm olarak ölçülmüştür. Bu değerler göz önüne alındığında mevcut 1 mm kalınlığındaki MIR'ın mini-plağı yumuşak dokunun üzerinde tutmaya yetmeyeceği görülmüştür. Dolayısıyla mini-plağa yükseltici bir platform olarak yeni bir MIR tasarlanmış ve 2 mm olarak modellenmiştir. Şekil 18 ve Şekil 19'da kesit görüntüleri ile MIR (2 mm) üzerinde mini-plağın nasıl yerleştirildiği, kesit halinde gösterilmiştir.

Çalışmamızdaki 1. ve 2. Senaryo bulguları karşılaştırıldığında, MIR ile mini-vidanın beraber kullanılması durumunda mini-vida boynu kortikal kemik yüzey birleşiminde oluşan sıkışma stres değerinin (minimum asal gerilme) 3.08 MPa'dan 0.035 MPa değerine düştüğü saptanmıştır. Benzer şekilde çekme stres değerleri (maksimum asal gerilme) 3.38 MPa'dan 0.03MPa değerine düşmüştür. Bu düşmeye sebep olarak mini-vida ile MIR'ın birlikte kullanılması durumunda MIR ile kortikal kemik temas yüzey alanının artması ve devrilme momentlerinin tüm MIR yüzeyine dağılması gösterilebilir.

Spongiyoz kemik yüzeyinde ise sadece mini-vida kullanıldığında 0.3 MPa minimum asal gerilme değeri ölçülürken, 2. senaryoda bu değer 0.06 MPa değerine düşmüştür. Benzer şekilde çekme stres değerleri (maksimum asal gerilme) 0.3 MPa'dan 0.06MPa değerine düşmüştür. Kurulan sistemin kortikal kemik yüzeyinde oluşturduğu mekanik avantajın derin dokularda da devam ettiği görülmektedir.

Sadece mini-vida kullanılan sistemde vida üzerinde oluşan en yüksek von Mises gerilme değeri 6.7 MPa olarak ölçülmüştür. Mini-vida ile MIR kombinasyonunda ise vida üzerinde oluşan en yüksek von Mises stresi 1.6 MPa, MIR üzerinde oluşan stres ise 1.0 MPa olarak ölçülmüştür. Görüldüğü üzere 2. senaryoda MIR'ın eklenmesi ile, vida üzerinde oluşan stresler azalmıştır. Tozlu ve ark.'ın¹⁸⁸ yapmış olduğu çalışmanın bulguları bizim bu sonuçlarımızı destekler niteliktedir.

Çalışmamızdaki 3. ve 4. Senaryo bulguları karşılaştırıldığında, MIR ile yükseltilmiş plak kullanılması durumunda mini-vida boynu kortikal kemik yüzey birleşiminde oluşan sıkışma stres değerinin (minimum asal gerilme) 0.45-0.48 MPa'dan 0 MPa'ya çok yakın değerlere düştüğü saptanmıştır. Benzer şekilde çekme stres değerleri (maksimum asal gerilme) 0.42-0.48 MPa'dan 0.2-0.22 MPa değerine düşmüştür. Bu düşmeye sebep olarak mini-plaklar kortikal kemiğe direk olarak temas ederken, MIR platformlu mini-plaklar kullanıldığında MIR'ın

sivri çıkıntılarının, kuvvet kemiğe vidalara aracılığıyla iletilmeden önce, yükü karşılayarak bir bariyer görevi görmekte olması gösterilebilir. Bu da Nalbantgil ve ark.'ın¹⁸⁷ çalışmasının bulgularıyla uyum içerisinde.

Kurulan sistemlerin kortikal kemik yüzeyinde oluşturduğu mekanik avantajlar sayesinde spongiyöz kemik bölgesinde göz ardı edilebilecek kadar düşük gerilme değerleri oluşturduğu saptanmıştır.

Sadece mini-plak kullanılan sistemde vida üzerinde oluşan en yüksek von Mises gerilme değeri 1.3 MPa olarak ölçülmüştür. Mini-plak ile MIR kombinasyonunda ise vida üzerinde oluşan en yüksek von Mises stresi 9.6 MPa, MIR üzerinde oluşan stres ise 4.3 MPa olarak ölçülmüştür. Bu stres artışları incelendiğinde mini-vida yivlerinin diğer modellerden farklı olarak, 4. Senaryoda platformun yükseltilmiş olmasına bağlı olarak, MIR içerisinde konumlandığı görülmüş ve en yüksek von Mises streslerinin MIR ile mini-vidanın yivleri arasında ölçüldüğü tespit edilmiştir. İlk üç senaryoda mini-vida yivleri kortikal kemik içerisinde konumlanırken, bu sistemde MIR ve miniplak kombinasyonunun MIR'daki 1 mm'lik artışla birlikte oluşturduğu yükseklik, mini-vidanın kemiğe daha kısa yerleşmesine neden olmuştur. Mini-vidanın yivlerinin MIR üzerinde kalması nedeniyle oluşan sistem içi gerilme artışına rağmen, yukarıda açıklandığı şekilde kemik yüzeyinde oluşan düşük gerilme değerleri göz önüne alındığında, bu sistemin avantajlı olduğu anlaşılmaktadır.

Çalışmamızdaki 2. ve 3. Senaryo bulguları karşılaştırıldığında, MIR kullanılması durumunda mini-vida boynu ile kortikal kemik yüzeyi arasında, en yüksek minimum asal stres değeri 0.035 MPa olarak ölçülmüştür. Aynı ölçüm mini-plak kullanıldığında 0.45-0.48 MPa değerlerine artmaktadır. Benzer şekilde çekme stres değerleri (maksimum asal gerilme) 0.03 MPa'dan 0.42-0.48MPa değerlerine arttığı görülmektedir. Bu bulguların ışığı altında MIR ile mini-vida kombinasyonuna göre mini-plak ve iki mini-vidadan oluşan sistemin vida boynu kortikal yüzeyi birleşiminde daha yüksek gerilme değerleri

oluşturduğu; ancak oluşan değerlerin her iki senaryoda da düşük olduğu söylenebilir.

Geçici ankraj aygıtları diş hareketi için yeterli iskeletsel ankrajı sağlamaktadır. Klinik olarak geçici ankraj aygıtlarının başarısı stabilitelerine bağlıdır. Birçok çalışma geçici ankraj aygıtlarında %80'in üzerinde başarı oranları görüldüğünü rapor etmiştir. Geçici ankraj aygıtları artık güncel ortodonti pratiğinde basit ve etkili bir aygıt olarak çoğunluk tarafından kabul edilmiştir.²⁰⁹

Geçici ankraj aygıtları sadece konvansiyonel diş hareketleri için değil yakın geçmişte dentofasiyal ortopedik uygulamalar için de kullanılmıştır. Bu uygulamalar; intermaksiller elastiklerin kullanımı ile ortopedik çekme kuvvetleri için ankraj oluşturmak,²¹⁰⁻²¹³ iskeletsel Sınıf III çapraz kapanış tedavisinde kullanılan yüz maskesine ankraj görevi yapmak,^{214,215} yetişkinlerde üst çene hızlı palatal genişletmesine yardımcı olmak^{216,217} ve ortognatik cerrahi uygulamalar sonrası intermaksiler fiksasyona ankraj oluşturmaktır.

Kemik destekli Sınıf III intermaksillar elastikler Sınıf III adölesan bireylere uygulanmıştır. Bu uygulama mandibulada ve glenoid fossada 3 boyutlu değişikliklere yol açmıştır.^{211,213,218} Ortopedik kuvvetlerin kullanılmasında geçici ankraj aygıtları hem klinik hem de sonlu elemanlar yöntemleriyle incelenmiştir.^{115,219,220} MIR ile mini-vida (senaryo 2) ve MIR platformu üzerinde mini-plak (senaryo 4) kullanımı, ortopedik kuvvetleri karşılamada yeterli olurlarsa, mini-plak (senaryo 3) yerine cerrahisiz kullanım için iyi alternatifler olabilirler.

6. SONUÇLAR

Mini-plakların ağız içine cerrahi yönetime başvurulmadan yerleştirilmesi için geliştirilen yeni bir uygulamanın 3-boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile etkinliğinin değerlendirildiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. MIR ile mini-vidanın kullanılması, sadece mini-vida kullanılmasından, vida boynunda ve kemik genelinde daha düşük streslere yol açmaktadır.

2. MIR ile mini-vidanın kullanılması, sadece mini-plak kullanılmasından, vida boynunda ve kemik genelinde daha düşük streslere yol açmaktadır.

3. Sadece MIR kullanılması, mini-plağa cerrahisiz bir alternatif olabilir.

4. MIR'ın tek başına kullanılması, mini-plağa göre daha hijyeniktir ve doku altında kalmadığı için kolay temizlenebilir.

5. MIR platformları üzerinde yükseltelen mini-plak sadece mini-plağa göre vida boynunda ve kemik genelinde daha düşük streslere yol açmaktadır.

6. MIR platformları üzerinde yükseltelen mini-plak sadece mini-plağa göre komplike cerrahi gerektirmeyen bir yöntem olarak kullanılabilir.

7. MIR platformları üzerinde yükseltelen mini-plak sadece mini-plağa göre, mini-plağın doku üstünde kalmasında dolayı, daha hijyeniktir.

Sonuç olarak ortodontide genel kabul görmüş olan mini-vida ve mini-plak uygulamalarında mini-vida boynu ve kemik yapı üzerinde oluşan gerilmeleri azaltmak için MIR'ın etkin bir uygulama olduğu söylenebilir.

7. ÖZET

MİNİPLAKLARIN AĞIZ İÇİNE CERRAHİ YÖNTEME BAŞVURULMADAN YERLEŞTİRİLMESİ İÇİN GELİŞTİRİLEN YENİ BİR UYGULAMA: 3-BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ İLE UYGULAMANIN ETKİNLİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmanın amacı; farklı ankraj aygıtlarıyla kurulan mekaniklerde, ortodontik ankraj amaçlı kullanılan mini-vida ve mini-plakların üzerine uygulanan kuvvetler sonucunda, ankraj aygıtları ve çevresindeki kemik yapı üzerinde oluşan gerilmeleri 3-boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmektir. Bu çalışma mini-plakların mini implant ring (MIR) platform üzerinde yerleştirilmesinin vida çevresindeki kortikal kemik dokuya iletilen kuvveti etkilediği hipotezi üzerine kurulmuştur.

3-boyutlu olarak modellenen kemik blok modeli üzerindeki 4 tip geçici ankraj aygıtı tasarımı üzerinde sonlu elemanlar stres analizleri yapılmıştır. Senaryolar: (1) tek mini-vida, (2) minivida ile MIR (1 mm), (3) mini-plak, (4) MIR (2 mm) platform ile mini-plak. Senaryo 1 ve 2 için 30x30x13.5 mm'lik (1.5 mm kortikal, 12 mm spongiyoz kemik), senaryo 3 ve 4 için 48x30x13.5 mm'lik kemik blok modelleri kullanılmıştır.

Mini-vida başarısında en önemli ölçümler mini-vida boynunun kortikal kemik yüzeyi ile kesiştiği ilk noktada kuvvet yönünde oluşan minimum gerilme ve kuvvet yönünün tersinde oluşan maksimum gerilme değerleridir.

Senaryo 1'de mini-vida boynu kortikal kemik yüzey birleşiminde oluşan minimum gerilme değeri 3.08 MPa olarak, senaryo 2'de ise bu değer 0.04MPa olarak ölçülmüştür. Benzer şekilde maksimum asal gerilme değerleri ise sırasıyla 3.38 MPa ve 0.03 MPa olarak ölçülmüştür.

Senaryo 3'te mini-vida boynu kortikal kemik yüzey birleşiminde oluşan minimum gerilme değerleri 0.45-0.48 MPa, senaryo 4'te ise bu değerler 0 MPa'a çok yakın olarak ölçülmüştür. Benzer şekilde maksimum asal gerilme değerleri ise sırasıyla 0.42-0.48 MPa ve 0.22-0.22 MPa olarak ölçülmüştür.

Sonuç olarak ortodontide genel kabul görmüş olan mini-vida ve mini-plak uygulamalarında mini-vida boynu ve kemik yapı üzerinde oluşan gerilmeleri azaltmak için MIR'ın etkin bir uygulama olduğu söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: Mini-vida, mini implant ring (MIR), sonlu elemanlar analizi, mini-plak

8. SUMMARY

NEW METHOD FOR THE PLACEMENT OF MINIPLATES IN MOUTH WITHOUT SURGICAL APPLICATIONS: EVALUATION OF THE APPLICATION WITH 3-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS

Aim of the study is to evaluate the stresses on the different temporary anchorage devices (TAD) and around the bone with 3-dimensional finite element analysis, when forces are applied on mini-screw and mini-plate. The hypothesis of the study is; mini-implant rings (MIR) usage as a platform for the mini-plates, affect the forces applied to the surrounding cortical bone.

3-dimensional bone models were created for four different TAD designs. Scenarios: (1) mini-screw, (2) mini-screw with MIR (1 mm), (3) mini-plate, (4) mini-plate on MIR (2 mm) platforms. Scenario 1 and 2 were placed on 30x30x13.5 mm bone block model (1.5 mm cortical, 12 mm trabecular bone), scenario 3 and 4 were placed on 48x30x13.5 mm block. Minimum and maximum principal stresses are valuable for bone stress analysis.

Minimum principal stresses on the surface of the cortical bone around the neck of the mini-screw are 3.08 MPa for scenario 1 and 0.04 MPa for scenario 2. Maximum principal stresses on the neck region are 3.38 MPa for scenario 1 and 0.03 MPa for scenario 2.

Minimum principal stresses on the surface of the cortical bone around the neck of the mini-screws are 0.45-0.48 MPa for scenario 3 and almost 0 MPa for scenario 4. Maximum principal stresses on the neck region are 0.42-0.48 MPa for scenario 3 and 0.22-0.22 MPa for scenario 4.

As a result, it can be said that usage of MIR is an effective application to reduce the stresses on the surrounding bone structure together with generally accepted TADs.

Keywords: Mini-screw, mini implant ring (MIR), finite element analysis, mini-plate

9. KAYNAKLAR

1. Fonseca RJ. Oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: Saunders; 2000.
2. Huiskes R. If bone is the answer, then what is the question? J. Anat. 2000;197:145-156.
3. Ülgen M. Ortodontik Tedavi Prensipleri. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları: Ankara Üniversitesi Basımevi.
4. Roberts WE, Huja S, Roberts JA. Bone modeling: biomechanics, molecular mechanisms, and clinical perspectives Semin. Orthod.: Elsevier; 2004: p. 123-161.
5. Roberts WE, Hartsfield JK. Bone development and function: genetic and environmental mechanisms Semin. Orthod.: Elsevier; 2004: p. 100-122.
6. McNamara J. Microimplants as Temporary Orthodontic Anchorage. University of Michigan Center for Human Growth; 2008.
7. Parfitt AM, Drezner MK, Glorieux FH, Kanis JA, Malluche H, Meunier PJ et al. Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols, and units. Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee. J. Bone Miner. Res. 1987;2:595-610.
8. Roberts WE, Roberts JA, Epker BN, Burr DB, Hartsfield Jr JK. Remodeling of mineralized tissues, part I: the frost legacy Semin. Orthod.: Elsevier; 2006: p. 216-237.
9. Parr JA, Garetto LP, Wohlford ME, Arbuckle GR, Roberts WE. Implant-borne suture expansion in rabbits: a histomorphometric study of the supporting bone. J. Biomed. Mater. Res. 1999;45:1-10.

10. Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J. Dent. Res.* 2003;82:377-381.
11. Chang H-N, Hsiao H-Y, Tsai C-M, Roberts WE. Bone-screw anchorage for pendulum appliances and other fixed mechanics applications *Semin. Orthod.*: Elsevier; 2006: p. 284-293.
12. Schneider PM, Heggie AA, Roberts WE. Osseointegrated Implant Anchorage in a Growing Adolescent *Semin. Orthod.*: Elsevier; 2006: p. 272-283.
13. Roberts W, Hartsfield Jr J. Multidisciplinary management of congenital and acquired compensated malocclusions: diagnosis, etiology and treatment planning. *Journal (Indiana Dental Association)* 1996;76:42-43, 45-48, 50-41; quiz 52.
14. Goodacre CJ, Brown DT, Roberts WE, Jeiroudi MT. Prosthodontic considerations when using implants for orthodontic anchorage. *J. Prosthet. Dent.* 1997;77:162-170.
15. Graber LW, Vanarsdall Jr RL, Vig KW. *Orthodontics: current principles and techniques.* Elsevier Health Sciences; 2011.
16. Huja SS, Roberts WE. Mechanism of osseointegration: characterization of supporting bone with indentation testing and backscattered imaging *Semin. Orthod.*: Elsevier; 2004: p. 162-173.
17. Yip G, Schneider P, Roberts EW. Micro-computed tomography: high resolution imaging of bone and implants in three dimensions *Semin. Orthod.*: Elsevier; 2004: p. 174-187.

18. Huja SS, Rao J, Struckhoff JA, Beck FM, Litsky AS. Biomechanical and histomorphometric analyses of monocortical screws at placement and 6 weeks postinsertion. *J. Oral Implantol.* 2006;32:110-116.
19. Roberts W, Roberts J. Endosseous miniscrews: Historical, vascular, and integration perspectives. *Temporary Anchorage Devices in Orthodontics* St. Louis: Mosby-Elsevier 2009:3-13.
20. Piattelli A, Scarano A, Dalla Nora A, De Bona G, Favero GA. Microscopical features in retrieved human Branemark implants: a report of 19 cases. *Biomaterials* 1998;19:643-649.
21. Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Lekholm U. Histopathologic observations on early oral implant failures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1999;14:798-810.
22. Suzuki K, Aoki K, Ohya K. Effects of surface roughness of titanium implants on bone remodeling activity of femur in rabbits. *Bone* 1997;21:507-514.
23. Grizon F, Aguado E, Hure G, Basle MF, Chappard D. Enhanced bone integration of implants with increased surface roughness: a long term study in the sheep. *J. Dent.* 2002;30:195-203.
24. Chen YJ, Chen YH, Lin LD, Yao CCJ. Removal torque of miniscrews used for orthodontic Anchorage - A preliminary report. *Int J Oral Max Impl* 2006;21:283-289.
25. Yano S, Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *Eur. J. Orthod.* 2006;28:541-546.

26. Giancotti A, Greco M, Mampieri G, Arcuri C. The use of titanium miniscrews for molar protraction in extraction treatment. *Progress in orthodontics* 2004;5:236-247.
27. Rohner D, Meng CS, Hutmacher DW, Tsai KT. Bone response to unloaded titanium implants in the fibula, iliac crest, and scapula: an animal study in the Yorkshire pig. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2003;32:383-389.
28. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv. Dent. Res.* 1999;13:99-119.
29. Søballe K, Hansen ES, B-Rasmussen H, Jørgensen PH, Bünger C. Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions. *J. Orthop. Res.* 1992;10:285-299.
30. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2004;126:42-47.
31. Babbush CA. Endosseous blade-vent implants: a research review. *J. Oral Surg.* 1972;30:168-175.
32. Proussaefs P, Lozada J. Evaluation of two vitallium blade-form implants retrieved after 13 to 21 years of function: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.* 2002;87:412-415.
33. Stefano DD, Iezzi G, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A. Immediately loaded blade implant retrieved from a man after a 20-year loading period: a histologic and histomorphometric case report. *J. Oral Implantol.* 2006;32:171-176.
34. Kravitz ND, Kusnoto B. Posterior impaction with orthodontic miniscrews for openbite closure and improvement of facial profile. *World J Orthod* 2007;8:157-166.

35. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2007;131:S68-73.
36. Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod.* 1989;59:247-256.
37. Chen J, Chen K, Garetto LP, Roberts WE. Mechanical response to functional and therapeutic loading of a retromolar endosseous implant used for orthodontic anchorage to mesially translate mandibular molars. *Implant Dent.* 1995;4:246-258.
38. Chen J, Esterle M, Roberts WE. Mechanical response to functional loading around the threads of retromolar endosseous implants utilized for orthodontic anchorage: coordinated histomorphometric and finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1999;14:282-289.
39. Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2006;35:704-707.
40. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2003;124:373-378.
41. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2006;130:18-25.

42. Kravitz ND, Kusnoto B. Posterior impaction with orthodontic miniscrews for openbite closure and improvement of facial profile. *World journal of orthodontics* 2006;8:157-166.
43. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am. J. Orthod.* 1984;86:95-111.
44. Linkow LI. The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *Int. J. Orthod.* 1969;7:149-154.
45. Linkow LI. Implanto-orthodontics. *J. Clin. Orthod.* 1970;4:685-690 passim.
46. Linkow LI, Cherchève R. Theories and techniques of oral implantology. Saint Louis,: C. V. Mosby Co.; 1970.
47. Nanda R, Uribe FA. Temporary anchorage devices in orthodontics. St. Louis, Mo.: Mosby; 2009.
48. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J. Clin. Orthod.* 1983;17:266-269.
49. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod.* 1990;60:135-152.
50. Fontenelle A. Lingual orthodontics in adults. In: Melsen B, editor. *Current Controversies in Orthodontics*. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 1991. p. 219-268.
51. Douglass JB, Killiany DM. Dental implants used as orthodontic anchorage. *J. Oral Implantol.* 1987;13:28-38.

52. Matthews DC. Osseointegrated implants: their application in orthodontics. *J. Can. Dent. Assoc.* 1993;59:454, 459-460, 463.
53. Ong MM, Wang HL. Periodontic and orthodontic treatment in adults. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2002;122:420-428.
54. Wehrbein H, Glatzmaier J, Mundwiler U, Diedrich P. The Orthosystem--a new implant system for orthodontic anchorage in the palate. *J. Orofac. Orthop.* 1996;57:142-153.
55. Wehrbein H, Merz BR. Aspects of the use of endosseous palatal implants in orthodontic therapy. *J. Esthet. Dent.* 1998;10:315-324.
56. Melsen B. What Influence Has Skeletal Anchorage Had on Orthodontics? In: McNamara J, editor. *Microimplants as Temporary Orthodontic Anchorage*: University of Michigan Center for Human Growth; 2008. p. 1.
57. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int. J. Adult Orthodon. Orthognath. Surg.* 1998;13:201-209.
58. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P. Palatal bone support for orthodontic implant anchorage--a clinical and radiological study. *Eur. J. Orthod.* 1999;21:65-70.
59. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J. Clin. Orthod.* 1997;31:763-767.
60. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2007;103:e6-15.
61. Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH. Clinical application of micro-implant anchorage. *J. Clin. Orthod.* 2002;36:298-302.

62. Bantleon H-P, Bernhart T, Crismani A, Zachrisson B. Stable orthodontic anchorage with palatal osseointegrated implants. *World J Orthod* 2002;3:109–116.
63. Erverdi N, Tosun T, Keles A. A new anchorage site for the treatment of anterior open bite: zygomatic anchorage. Case report. *World J Orthod* 2002;3:147-153.
64. Hong RK, Heo JM, Ha YK. Lever-arm and mini-implant system for anterior torque control during retraction in lingual orthodontic treatment. *Angle Orthod*. 2005;75:129-141.
65. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg*. 1969;3:81-100.
66. Erverdi N, Keles A, Nanda R. The use of skeletal anchorage in open bite treatment: a cephalometric evaluation. *Angle Orthod*. 2004;74:381-390.
67. Park HS, Lee SK, Kwon OW. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *Angle Orthod*. 2005;75:602-609.
68. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2004;19:100-106.
69. Sugawara J, Baik UB, Umemori M, Takahashi I, Nagasaka H, Kawamura H et al. Treatment and posttreatment dentoalveolar changes following intrusion of mandibular molars with application of a skeletal anchorage system (SAS) for open bite correction. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery* 2001;17:243-253.

70. Ari-Demirkaya A, Masry MA, Erverdi N. Apical root resorption of maxillary first molars after intrusion with zygomatic skeletal anchorage. Angle Orthod. 2005;75:761-767.
71. Phillips RW, Skinner EW. Skinner's Science of dental materials. Philadelphia: W.B. Saunders Co.; 1991.
72. MacGregor AR, Miller TP, Farah JW. Stress analysis of mandibular partial dentures with bounded and free-end saddles. J. Dent. 1980;8:27-34.
73. Ünal Şİ. Rotasyonel Giriş Yollu Hareketli Bölümlü Protezlerde Retansiyon ve Stabilité Özelliklerinin Bilinen Protezlerle Karşılaştırılması Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara: Ankara Üniversitesi 2000.
74. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 1987.
75. Craig RG, Hanks CT. Restorative dental materials. St. Louis: Mosby; 1993.
76. Çağlar A. Kısmi Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Mesio-Distal Olarak Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantların Stres Dağılımına Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Değerlendirilmesi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2003.
77. Korkmaz T. İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Holografik İnterferometre Yöntemi İle İncelenmesi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 1995.

78. Zaimoğlu A. CG, Ersoy A.E., Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 1993.
79. Ulusoy MÇ. Sınıf 2 malokluzyonlarda kullanılan aktivatör ve aktivatör - high pull headgear uygulamalarının mandibula üzerindeki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2006.
80. Knoell AC. A mathematical model of an in vitro human mandible. J. Biomech. 1977;10:159-166.
81. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. J. Dent. Res. 1983;62:155-159.
82. Weaver W, Johnston PR. Finite elements for structural analysis. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall; 1984.
83. Davies AJ. The finite element method : a first approach. Oxford New York: Clarendon Press ; Oxford University Press; 1986.
84. Fagan MJ. Finite element analysis : theory and practice. Longman Scientific & Technical; 1999.
85. Brauer JR. What every engineer should know about finite element analysis. New York: M. Dekker; 1993.
86. Meriç G, Erkmen E, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. Journal of Dental Sciences 2011;6:25-32.

87. Rapperport DJ, Carter DR, Schurman DJ. Contact finite element stress analysis of the hip joint. *J. Orthop. Res.* 1985;3:435-446.
88. Wang S, Yang J. An improved finite element model for craniofacial surgery simulation. *International journal of computer assisted radiology and surgery* 2009;4:579-587.
89. Hu K, Qiguo R, Fang J, Mao JJ. Effects of condylar fibrocartilage on the biomechanical loading of the human temporomandibular joint in a three-dimensional, nonlinear finite element model. *Med. Eng. Phys.* 2003;25:107-113.
90. Mohammed Ibrahim M, Thulasingham C, Nasser KS, Balaji V, Rajakumar M, Rupkumar P. Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: a finite element analysis. *Journal of Indian Prosthodontic Society* 2011;11:165-171.
91. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2004;7:277-303.
92. Singh GD, Clark WJ. Localization of mandibular changes in patients with class II division 1 malocclusions treated with twin-block appliances: finite element scaling analysis. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2001;119:419-425.
93. Ulusoy C, Darendeliler N. Effects of Class II activator and Class II activator high-pull headgear combination on the mandible: a 3-dimensional finite element stress analysis study. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008;133:490 e499-415.
94. Yu HS, Baik HS, Sung SJ, Kim KD, Cho YS. Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion. *Eur. J. Orthod.* 2007;29:118-125.

95. Tanne K, Sakuda M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. *Angle Orthod.* 1991;61:145-152.
96. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 1989;95:200-207.
97. Holberg C, Holberg N, Rudzki-Janson I. Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008;134:53-59.
98. Tanne K, Matsubara S, Sakuda M. Stress distributions in the maxillary complex from orthopedic headgear forces. *Angle Orthod.* 1993;63:111-118.
99. Basciftci FA, Korkmaz HH, Usumez S, Eraslan O. Biomechanical evaluation of chincup treatment with various force vectors. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008;134:773-781.
100. Panigrahi P, Vineeth V. Biomechanical effects of fixed functional appliance on craniofacial structures. *Angle Orthod.* 2009;79:668-675.
101. Baek SH, Shin SJ, Ahn SJ, Chang YI. Initial effect of multiloop edgewise archwire on the mandibular dentition in Class III malocclusion subjects. A three-dimensional finite element study. *Eur. J. Orthod.* 2008;30:10-15.
102. Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008;134:335 e331-337; discussion 335-336.

103. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Shimazaki T, Namura S. An experimental study on mandibular expansion: increases in arch width and perimeter. *Eur. J. Orthod.* 2002;24:125-130.
104. Provatidis CG, Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald JP. Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo/in vitro and finite element studies. *Eur. J. Orthod.* 2008;30:437-448.
105. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion: a finite element method study. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2007;132:5 e1-11.
106. Holberg C, Rudzki-Janson I. Stresses at the cranial base induced by rapid maxillary expansion. *Angle Orthod.* 2006;76:543-550.
107. Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces--a three-dimensional FEM study. *Angle Orthod.* 2003;73:12-20.
108. Iseri H, Tekkaya AE, Oztan O, Bilgic S. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *Eur. J. Orthod.* 1998;20:347-356.
109. Motoyoshi M, Inaba M, Ueno S, Shimizu N. Mechanical anisotropy of orthodontic mini-implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2009;38:972-977.
110. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur. J. Orthod.* 2009;31:12-20.
111. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on

the stress distribution in surrounding bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2009;38:13-18.

112. Boccaccio A, Lamberti L, Pappalettere C, Cozzani M, Siciliani G. Comparison of different orthodontic devices for mandibular symphyseal distraction osteogenesis: a finite element study. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008;134:260-269.

113. Basciftci FA, Korkmaz HH, Iseri H, Malkoc S. Biomechanical evaluation of mandibular midline distraction osteogenesis by using the finite element method. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2004;125:706-715.

114. Erkmen E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2005;34:551-558.

115. Lee NK, Baek SH. Stress and displacement between maxillary protraction with miniplates placed at the infrazygomatic crest and the lateral nasal wall: a 3-dimensional finite element analysis. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2012;141:345-351.

116. Fritz U, Ehmer A, Diedrich P. Clinical suitability of titanium microscrews for orthodontic anchorage-preliminary experiences. *J. Orofac. Orthop.* 2004;65:410-418.

117. Wiechmann D, Meyer U, Buchter A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin. Oral Implants Res.* 2007;18:263-267.

118. Moon CH, Park HK, Nam JS, Im JS, Baek SH. Relationship between vertical skeletal pattern and success rate of orthodontic mini-implants. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2010;138:51-57.

119. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2007;131:9-15.
120. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin. Oral Implants Res.* 2006;17:109-114.
121. Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin. Oral Implants Res.* 2001;12:358-363.
122. Singh S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self-drilling miniscrew implant system. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2012;141:327-336.
123. Stahl E, Keilig L, Abdelgader I, Jager A, Bourauel C. Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. *J. Orofac. Orthop.* 2009;70:115-127.
124. Kim SH, Lee SJ, Cho IS, Kim SK, Kim TW. Rotational resistance of surface-treated mini-implants. *Angle Orthod.* 2009;79:899-907.
125. Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* 2008;78:1065-1070.
126. Zhang Y, Zhang D, Feng C, Peng P, Hu H, Kawakami T et al. A three-dimensional finite element analysis for the biomechanical characteristics of orthodontic anchorage micro-implant. *Journal of Hard Tissue Biology* 2006;15:69-72.

127. Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants - Mechanical and histologic properties. *Angle Orthod.* 2008;78:692-698.
128. Cornelis MA, Scheffler NR, De Clerck HJ, Tulloch JFC, Nyssen-Behets C. Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2007;131:S52-S58.
129. Moon CH, Lee DG, Lee HS, Im JS, Baek SH. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod.* 2008;78:101-106.
130. Serra G, Morais LS, Elias CN, Meyers MA, Andrade L, Muller C et al. Sequential bone healing of immediately loaded mini-implants. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008;134:44-52.
131. Lee JS. Applications of orthodontic mini implants. Chicago: Quintessence Pub. Co; 2007.
132. Wolff J, Maquet P, Furlong R. The law of bone remodelling. Springer-Verlag Berlin; 1986.
133. Roesler H. The history of some fundamental concepts in bone biomechanics. *J. Biomech.* 1987;20:1025-1034.
134. Jacobs CR. The mechanobiology of cancellous bone structural adaptation. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2000;37:209-216.
135. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod.* 2004;74:3-15.
136. Moss ML. Growth of the calvaria in the rat; the determination of osseous morphology. *Am. J. Anat.* 1954;94:333-361.

137. Moss ML. The functional matrix hypothesis revisited. 4. The epigenetic antithesis and the resolving synthesis. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1997;112:410-417.
138. Moss ML. The functional matrix hypothesis revisited. 3. The genomic thesis. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1997;112:338-342.
139. Moss ML. The functional matrix hypothesis revisited. 2. The role of an osseous connected cellular network. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1997;112:221-226.
140. Moss ML. The functional matrix hypothesis revisited. 1. The role of mechanotransduction. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1997;112:8-11.
141. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru, B. . Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 1995;22:201-205.
142. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J. Prosthet. Dent. 1992;68:96-102.
143. Oyar P. Farklı diş preperasyonlarının, metal destekli ve tam seramik kronlarda stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemi ile incelenmesi Ortodonti. Ankara: Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Üniversitesi; 2002.
144. Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2003.
145. Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. J. Prosthet. Dent. 2003;89:495-502.
146. Pryputniewicz RJ, Burstone CJ, Bowley WW. Determination of arbitrary tooth displacements. J. Dent. Res. 1978;57:663-674.

147. Vanderby R, Jr., Kohles SS. Thermographic stress analysis in cortical bone. *J. Biomech. Eng.* 1991;113:418-422.
148. Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *J. Biomech.* 1992;25:261-286.
149. D'Lima DD, Townsend CP, Arms SW, Morris BA, Colwell CW, Jr. An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. *J. Biomech.* 2005;38:299-304.
150. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 2000;28:91-96.
151. Nagahara K, Murata S, Nakamura S, Tsuchiya T. Displacement and stress distribution in the temporomandibular joint during clenching. *Angle Orthod.* 1999;69:372-379.
152. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* 2001;85:585-598.
153. Rice JC, Cowin SC, Bowman JA. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *J. Biomech.* 1988;21:155-168.
154. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J. Oral Rehabil.* 1989;16:603-611.
155. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *J. Dent. Res.* 1982;61:1006-1009.

156. Lombardo L, Gracco A, Zampini F, Stefanoni F, Mollica F. Optimal palatal configuration for miniscrew applications. *Angle Orthod.* 2010;80:145-152.
157. Cowin SC. Bone mechanics. CRC press Boca Raton; 1989.
158. Duaibis R, Kusnoto B, Natarajan R, Zhao L, Evans C. Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study. *Angle Orthod.* 2012;82:875-880.
159. Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent.* 1998;7:355-368.
160. Ruan W, Pan CZ, Huang GQ, Li YL, Ge JB, Shu XH. Assessment of left ventricular segmental function after autologous bone marrow stem cells transplantation in patients with acute myocardial infarction by tissue tracking and strain imaging. *Chin. Med. J. (Engl.)* 2005;118:1175-1181.
161. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.* 1990;63:671-676.
162. Proffit WR. Mechanical principles in orthodontic force control. Learning Resources Center, School of Dentistry, UNC; 2007.
163. Giancotti A, Arcuri C, Barlattani A. Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2004;126:113-117.
164. Park HS, Kwon OW, Sung JH. Micro-implant anchorage for forced eruption of impacted canines. *J. Clin. Orthod.* 2004;38:297-302.
165. Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod.* 2004;74:703-710.

166. Justens E, De Bruyn H. Clinical Outcome of Mini-Screws Used as Orthodontic Anchorage. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2008;10:174-180.
167. Chen YJ, Chang HH, Huang CY, Hung HC, Lai EH, Yao CC. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clin. Oral Implants Res.* 2007;18:768-775.
168. Crismani AG, Bertl MH, Celar AG, Bantleon HP, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2010;137:108-113.
169. Liu TC, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2012;141:468-476.
170. Labanauskaite B, Jankauskas G, Vasiliauskas A, Haffar N. Implants for orthodontic anchorage. Meta-analysis. *Stomatologija / issued by public institution "Odontologijos studija" ... [et al.]* 2005;7:128-132.
171. Garfinkle JS, Cunningham LL, Jr., Beeman CS, Kluemper GT, Hicks EP, Kim MO. Evaluation of orthodontic mini-implant anchorage in premolar extraction therapy in adolescents. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008;133:642-653.
172. Liu H, Lv T, Wang NN, Zhao F, Wang KT, Liu DX. Drift characteristics of miniscrews and molars for anchorage under orthodontic force: 3-dimensional computed tomography registration evaluation. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2011;139:e83-89.
173. Zhu SJ, Zhou YH, Fu MK. [Stability of upper molars with the application of implant anchorage]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2006;41:4-7.

174. Xun CL, Zeng XL, Wang X. [Clinical application of miniscrew implant for maximum anchorage cases]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2004;39:505-508.
175. Hsieh YD, Su CM, Yang YH, Fu E, Chen HL, Kung S. Evaluation on the movement of endosseous titanium implants under continuous orthodontic forces: an experimental study in the dog. *Clin. Oral Implants Res.* 2008;19:618-623.
176. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Strains in periodontal ligament and alveolar bone associated with orthodontic tooth movement analyzed by finite element. *Orthod. Craniofac. Res.* 2009;12:120-128.
177. Thongudomporn U, Chongsuvivatwong V, Geater AF. The effect of maximum bite force on alveolar bone morphology. *Orthod. Craniofac. Res.* 2009;12:1-8.
178. Papandreas SG, Buschang PH, Alexander RG, Kennedy DB, Koyama I. Physiologic drift of the mandibular dentition following first premolar extractions. *Angle Orthod.* 1993;63:127-134.
179. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64:175-188.
180. Tonna EA. Mathematical Elements of Lamellar Bone Remodelling. *J. Gerontol.* 1964;19:523-523.
181. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2009;2:410-432.

182. Żmudzki J, Walke W, Chladek W. Stresses present in bone surrounding dental implants in FEM model experiments. *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 2008;27:71-74.
183. Park J, Cho HJ. Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2009;136:314 e311-312; discussion 314-315.
184. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J. Oral Rehabil.* 2002;29:565-574.
185. Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. A finite element analysis. *Clin. Oral Implants Res.* 2005;16:480-485.
186. Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2009;136:230-235.
187. Nalbantgil D, Tozlu M, Ozdemir F, Oztoprak MO, Arun T. FEM analysis of a new miniplate: stress distribution on the plate, screws and the bone. *European journal of dentistry* 2012;6:9-15.
188. Tozlu M, Nalbantgil D, Öztoprak MO, Özdemir F. Mini-Implantların Devrilmesini Önlemede Yeni Bir Yaklaşım. *Türk Ortodonti Derg.* 2011;24:170-180.
189. Baek MS, Choi YJ, Yu HS, Lee KJ, Kwak J, Park YC. Long-term stability of anterior open-bite treatment by intrusion of maxillary posterior teeth. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2010;138:396 e391-399; discussion 396-398.

190. Manni A, Cozzani M, Tamborrino F, De Rinaldis S, Menini A. Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. *Eur. J. Orthod.* 2011;33:388-395.
191. Mises Rv. *Mechanik der festen Körper im plastisch-deformablen Zustand.* Nachrichten von der Gesellschaft der Wissenschaften zu Göttingen, Mathematisch-Physikalische Klasse 1913;1913:582-592.
192. Rankine WM. On the stability of loose earth. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London* 1857:9-27.
193. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent. Mater.* 2006;22:388-395.
194. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA. *Skeletal tissue mechanics.* Springer; 1998.
195. Huiskes R, Weinans H, Grootenboer HJ, Dalstra M, Fudala B, Slooff TJ. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *J. Biomech.* 1987;20:1135-1150.
196. Taylor ME, Tanner KE, Freeman MA, Yettram AL. Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? *Med. Eng. Phys.* 1996;18:122-131.
197. Weinans H, Huiskes R, Grootenboer HJ. Quantitative analysis of bone reactions to relative motions at implant-bone interfaces. *J. Biomech.* 1993;26:1271-1281.
198. Jung DY, Tsutsumi S, Nakai R, Ikeuchi K, Sekel R. Uncemented total hip replacement stem loosening after long term compressive stress application: A simulated FEA study of cortical bone remodeling. *Jsm*

International Journal Series C-Mechanical Systems Machine Elements and Manufacturing 2004;47:1079-1085.

199. Prendergast PJ, Taylor D. Prediction of Bone Adaptation Using Damage Accumulation. J. Biomech. 1994;27:1067-1076.

200. Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, Tsutsumi S. Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. Journal of musculoskeletal & neuronal interactions 2000;1:165-170.

201. Jung D, Tsutsumi S, Nakai R, Ikeuchi K, Sekel R. Numerical estimation of periprostheses resorptive bone remodeling caused by high compressive stress in relation to bony ingrowth conditions. Japanese J Clin Biomech 2005;26:247-255.

202. Li J, Li H, Shi L, Fok AS, Ucer C, Devlin H et al. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. Dent. Mater. 2007;23:1073-1078.

203. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 1999;115:166-174.

204. Jenner JD, Fitzpatrick BN. Skeletal anchorage utilising bone plates. Aust. Orthod. J. 1985;9:231-233.

205. Choi BH, Zhu SJ, Kim YH. A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2005;128:382-384.

206. Kim S, Herring S, Wang IC, Alcalde R, Mak V, Fu I et al. A comparison of miniplates and teeth for orthodontic anchorage. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 2008;133:189 e181-189.

207. Cha BK, Lee YH, Lee NK, Choi DS, Baek SH. Soft tissue thickness for placement of an orthodontic miniscrew using an ultrasonic device. *Angle Orthod.* 2008;78:403-408.
208. Cao J, Hu WJ, Zhang H, Liu DG, Le D. [Method and its application of gingival thickness measurement based on cone-beam computed tomography]. *Beijing Da Xue Xue Bao* 2013;45:135-139.
209. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: a systematic review of the literature. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2009;135:564 e561-519; discussion 564-565.
210. Nguyen T, Cevdanes L, Cornelis MA, Heymann G, de Paula LK, De Clerck H. Three-dimensional assessment of maxillary changes associated with bone anchored maxillary protraction. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2011;140:790-798.
211. De Clerck HJ, Cornelis MA, Cevdanes LH, Heymann GC, Tulloch CJ. Orthopedic traction of the maxilla with miniplates: a new perspective for treatment of midface deficiency. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2009;67:2123-2129.
212. Jamilian A, Showkatbakhsh R. Treatment of maxillary deficiency by miniscrew implants--a case report. *J. Orthod.* 2010;37:56-61.
213. De Clerck H, Cevdanes L, Baccetti T. Dentofacial effects of bone-anchored maxillary protraction: a controlled study of consecutively treated Class III patients. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2010;138:577-581.
214. Kircelli BH, Pektas ZO. Midfacial protraction with skeletally anchored face mask therapy: a novel approach and preliminary results. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2008;133:440-449.

215. Enacar A, Giray B, Pehlivanoglu M, Iplikcioglu H. Facemask therapy with rigid anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and severe oligodontia. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2003;123:571-577.
216. Lee KJ, Park YC, Park JY, Hwang WS. Miniscrew-assisted nonsurgical palatal expansion before orthognathic surgery for a patient with severe mandibular prognathism. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2010;137:830-839.
217. Kircelli BH, Pektas ZO, Uckan S. Orthopedic protraction with skeletal anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and hypodontia. *Angle Orthod.* 2006;76:156-163.
218. De Clerck H, Nguyen T, de Paula LK, Cevdanes L. Three-dimensional assessment of mandibular and glenoid fossa changes after bone-anchored Class III intermaxillary traction. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2012;142:25-31.
219. Delaire J. Maxillary development revisited: relevance to the orthopaedic treatment of Class III malocclusions. *Eur. J. Orthod.* 1997;19:289-311.
220. Yan X, He W, Lin T, Liu J, Bai X, Yan G et al. Three-dimensional finite element analysis of the craniomaxillary complex during maxillary protraction with bone anchorage vs conventional dental anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2013;143:197-205.

10. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması aşamasında her konuda danıştığım; desteğini, yardımını ve katkısını her zaman hissettiğim, değerli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Mehmet Çağrı Ulusoy'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Doktora eğitimimdeki katkılarından dolayı başta Prof. Dr. Ali Sermet Gültan'a ve Ortodonti Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Ortodonti Anabilim Dalı'ndaki asistan arkadaşlarıma,

En yoğun günlerimde yardımlarını esirgemeyen fakülte'deki öğrenci arkadaşlarıma,

Modellerin oluşturulmasında ve detaylandırılmasında gösterdiği sabır ve emekleri için Ahmet Kurt'a,

Daima yanımda olan ve bana ışık tutarak yolumu aydınlatan abim Kaan Aykaç'a ve meslektaşlarım annem Meral Aykaç ile babam Yaşar Aykaç'a,

Beni hiç yalnız bırakmayan ve her anımda desteğini hissettiğim hayat arkadaşım Deniz Atlı'ya en içten teşekkürlerimi sunarım.

11. ÖZGEÇMİŞ

14 Nisan 1987 tarihinde Ankara'da doğdum. 1993-1994 yılları arasında Aykan Koleji'nde ve 1994-2001 yılları arasında T.E.D. Ankara Koleji'nde ilköğrenimimi tamamladım. 2001 yılında T.E.D. Ankara Koleji'nde ulusal lise programına ve 2002 yılında "International Baccalaurette" programına başladım, 2004 yılında bu okuldan çift diploma ile mezun oldum. 2004 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne girdim ve 2009 yılında mezun oldum. Aynı yıl Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda doktora programına başladım, halen bu bölümde doktora öğrencisiyim. İngilizce ve Almanca bilmekteyim.

Türk Ortodonti Derneği (TOD), European Orthodontic Society (EOS), American Association of Orthodontists (AAO), World Federation of Orthodontists (WFO), European Postgraduate Students Orthodontic Society (EPSOS), Ankara Dişhekimleri Odası (ADO), Türk Diş Hekimleri Birliği (TDB) gibi pek çok ulusal ve uluslararası meslek kuruluşuna üyeyim.

Uluslararası kongrelerde sunulmuş 2 adet tebliğim vardır. Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından SBE-03/2012-12 proje numarası ile desteklenmiş bir projem bulunmaktadır.