**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

# ÖN AÇIK KAPANIŞ TEDAVİSİ AMACIYLA KULLANILAN ZİGOMA PLAKLARI VE İNFRAZİGOMATİK KREST MİNİ VİDALARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ METODU İLE KARŞILAŞTIRILMASI

**Dt. Kübra ARSLAN ÇARPAR**

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI**
**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**DR. ÖĞR. ÜYESİ TÜRKAN SEZEN ERHAMZA**

**2021– KIRIKKALE**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

# ÖN AÇIK KAPANIŞ TEDAVİSİ AMACIYLA KULLANILAN ZİGOMA PLAKLARI VE İNFRAZİGOMATİK KREST MİNİ VİDALARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ METODU İLE KARŞILAŞTIRILMASI

**Dt. Kübra ARSLAN ÇARPAR**

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI**
**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**DR. ÖĞR. ÜYESİ TÜRKAN SEZEN ERHAMZA**

**Bu tez, Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 2020/098 numaralı proje ile desteklenmiştir.**

**2021– KIRIKKALE**

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Ortodonti Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 26/04/2021

İmza

Prof. Dr. Ferabi Erhan ÖZDİLER

Ankara Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

İmza

Prof. Dr. Okan AKÇAM
Ankara Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Prof. Dr. Mustafa Ercüment ÖNDER
Kırıkkale Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Türkan SEZEN ERHAMZA
Kırıkkale Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi B. Serdar AKDENİZ
Kırıkkale Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

# İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay II
İçindekiler III
Önsöz VII
Simgeler ve Kısaltmalar VIII
Şekiller X
Tablolar XIV

**ÖZET** ..... **1**

**SUMMARY** ..... **2**

**1. GİRİŞ** ..... **3**

1.1. Ön Açık Kapanış ..... 4
1.2. Ön Açık Kapanış Prevalansı ..... 5
1.3. Ön Açık Kapanış Sınıflandırılması ..... 5
1.3.1. Dişsel Açık Kapanış ..... 6
1.3.2. İskeletsel Açık Kapanış ..... 6
1.4. Ön Açık Kapanışın Etiyolojisi ..... 7
1.4.1. Kalıtım ..... 8
1.4.2. Çenelerin Büyüme ve Gelişimi ..... 8
1.4.3. Konjenital Anomaliler ..... 8
1.4.4. Mental Gerilik ..... 9
1.4.5. Dil ve Orofasiyal Kas Aktivitesi ..... 9
1.4.6. Kötü Alışkanlıklar ..... 10
1.4.7. Ağız Solunumu ..... 11
1.4.8. Dişlerin Sürme Mekanizmaları ..... 11
1.4.9. Travma ya da İltihabi Hastalıklar ..... 11
1.5. Ön Açık Kapanış Tedavisi ..... 12
1.5.1. Süt Dişlenme Döneminde Tedavi ..... 12
1.5.2. Erken Karışık Dişlenme Döneminde Tedavi ..... 13
1.5.3. Geç Karışık Dişlenme Döneminde Tedavi ..... 13
1.5.3.1.High-Pull Headgear ..... 14
1.5.3.2.Vertikal Çenelik ..... 15
1.5.3.3.Posterior Bite Blok ..... 15
1.5.3.4.Fonksiyonel Aparey ..... 16
1.5.3.5.Vertikal Holding ..... 17
1.5.3.6.Thurow Apareyi ..... 17

1.5.3.7.Hızlı Molar İntrüzyon Apareyi....17
1.5.3.8.Glossektomi....18
1.5.4. Daimî Dişlenme Döneminde Tedavi.... 18
1.5.4.1. Çekimsiz Sabit Tedavi....18
1.5.4.2. Diş Çekimi....19
1.5.4.3. Ekstrüzyon Arkı....20
1.5.4.4. Multiloop Edgewise Ark Teli Tekniği....20
1.5.4.5. Ortognatik Cerrahi....21
1.5.4.6. İskeletsel Ankraj....22
1.5.4.6.1. Dental İmplantlar....23
1.5.4.6.2. Mini Vida....23
1.5.4.6.3. Mini Plak....29
1.5.4.7. Kortikomi Destekli Molar İntrüzyonu....31
1.6. Ön Açık Kapanış Tedavisi Sonrası Stabilite ve Relaps....31
1.7. Stres Analiz Yöntemleri....33
1.7.1. Deney Hayvanları Kullanılarak Yapılan Analiz Yöntemi.... 33
1.7.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi.... 34
1.7.3. Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi (Strain-Gauges).... 34
1.7.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını ile Stres Analizi).... 34
1.7.5. Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi (Brittle Laquer).... 34
1.7.6. Radyotelemetri.... 35
1.7.7. Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Method / FEM).... 35
1.8. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ve Uygulanışı....35
1.8.1. Sonlu Elemanlar ile İlgili Temel Kavramlar.... 36
1.8.1.1. Kuvvet....36
1.8.1.2. Gerilme (Stres)....36
1.8.1.3. Asal Gerilme (Principal Stress)....37
1.8.1.4. Von Mises Gerilme....38
1.8.1.5. Gerinim (Strain)....38
1.8.1.6. Gerilme – Gerinim Eğrisi (Stress / Strain Curve)....39
1.8.1.7. Elastisite Modülü (Young Modülü)....39
1.8.1.8. Poisson Oranı....40
1.8.1.9. Eleman (Element) ve Düğüm (Node)....40
1.8.1.10. Rijit Eleman....41
1.8.1.11. İzotropi ve Anizotropi....41
1.8.1.12. Sınır Koşullar....41
1.8.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Çalışma Prensibi.... 41

1.8.2.1. Problem ya da Kurgunun Oluşturulması....42
1.8.2.2. Geometrik Modelleme....42
1.8.2.3. Matematiksel Ağ Yapısının Oluşturulması....42
1.8.2.4. Materyal Özelliklerinin Belirlenip Sisteme Entegrasyonu....43
1.8.2.5. Sınır Koşullarının Tanımı....44
1.8.2.6. Kuvvet Özelliklerinin Tanımı ve Kuvvetin Uygulanması....44
1.8.2.7. Sonuçların Yorumlanması....44
1.9. Ortodontide Yapılmış Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Çalışmalar....45
**2. GEREÇ VE YÖNTEM....49**
2.1. Plak ve Vidaların Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması....50
2.2. Kortikal, Süngerimsi Kemik ve Dişlerin Modellenmesi....51
2.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi....52
2.4. Malzeme Tanımları....52
2.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları....53
2.6. Kuantitatif Model Bilgileri....55
2.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu....55
2.8. Senaryoların Oluşturulması....56
2.8.1. Senaryo 1....56
2.8.2. Senaryo 2....57
2.8.3. Senaryo 3....57
2.8.4. Senaryo 4....58
2.8.5. Senaryo 5....58
2.8.6. Senaryo 6....58
**3. BULGULAR....59**
3.1. Birinci Senaryoya Ait Bulgular....59
3.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi....60
3.1.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi....61
3.1.3. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Von Mises Gerilmesinin Değerlendirilmesi....62
3.1.4. Diş Köklerinde Oluşan Von Mises Gerilemesinin Değerlendirilmesi....64
3.1.5. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler....65
3.2. İkinci Senaryoya Ait Bulgular....66
3.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi....66
3.2.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi....67
3.2.3. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Von Mises Gerilmesinin Değerlendirilmesi....69
3.2.4. Diş Köklerinde Oluşan Von Mises Gerilemesinin Değerlendirilmesi....70
3.2.5. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler....71

3.3. Üçüncü Senaryoya Ait Bulgular ..... 72
3.3.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi ..... 73
3.3.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi ..... 74
3.3.3. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Von Mises Gerilmesinin Değerlendirilmesi .. 75
3.3.4. Diş Köklerinde Oluşan Von Mises Gerilemesinin Değerlendirilmesi ..... 76
3.3.5. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler ..... 76
3.4. Dördüncü Senaryoya Ait Bulgular ..... 78
3.4.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi ..... 78
3.4.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi ..... 79
3.4.3. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Von Mises Gerilmesinin Değerlendirilmesi .. 80
3.4.4. Diş Köklerinde Oluşan Von Mises Gerilemesinin Değerlendirilmesi ..... 81
3.4.5. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler ..... 82
3.5. Beşinci Senaryoya Ait Bulgular ..... 83
3.5.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi ..... 83
3.5.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi ..... 85
3.5.3. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Von Mises Gerilmesinin Değerlendirilmesi .. 86
3.5.4. Diş Köklerinde Oluşan Von Mises Gerilemesinin Değerlendirilmesi ..... 86
3.5.5. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler ..... 87
3.6. Altıncı Senaryoya Ait Bulgular ..... 88
3.6.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi ..... 88
3.6.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi ..... 89
3.6.3. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Von Mises Gerilmesinin Değerlendirilmesi .. 91
3.6.4. Diş Köklerinde Oluşan Von Mises Gerilemesinin Değerlendirilmesi ..... 91
3.6.5. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler ..... 92

**4. TARTIŞMA VE SONUÇ ..... 96**

4.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması ..... 96
4.2. Bulguların Tartışılması ..... 100

**5. KAYNAK ..... 108**

**6. ÖZGEÇMİŞ ..... 126**

**EK – 1: ETİK KURUL ONAYI ..... 127**

# ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca ve bu tezin oluşturulması sırasında güvenini ve desteğini hep hissettiğim, gösterdiği yakınlık ve ilgi için daima minnet duyacağım saygıdeğer hocam ve danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Türkan SEZEN ERHAMZA' ya,

Eğitim sürecim boyunca değerli bilgi ve yardımlarıyla her zaman yol gösteren değerli Anabilim dalı başkanımız Dr. Öğr. Üyesi Berat Serdar AKDENİZ' e,

Ortodonti kliniğinde beraber çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, yardımcı personelimize ve teknisyenimize,

Analizleri gerçekleştiren Tempa Mühendislik' e ve Kaan Yardımcı' ya,

Tezimin hazırlanmasında gerekli maddi desteği sağlayan Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi' ne,

Hayatım boyunca yanımda olan, bana inanan, her konuda destekçim olan ve bugünlere gelmemi sağlayan rahmetli babam Nurettin ARSLAN' a, bir tanecik annem Zülfiye ARSLAN' a, canımdan çok sevdiğim ablalarım Kıymet ARSLAN BAYRAK' a ve Pınar DURMAZ' a,

Beni her zaman destekleyen, her zaman yanımda olan ve uzmanlık sürecimin en güzel hediyesi olan sevgili eşim ve meslektaşım Yunus ÇARPAR' a,

SONSUZ TEŞEKKÜRLERİMİ SUNUYORUM…

## SİMGELER VE KISALTMALAR

| | |
|---|---|
| A | : Alan |
| Al | : Alüminyum |
| AVC | : Aktif Vertikal Düzenleyici |
| BT | : Bilgisayarlı Tomografi |
| º | : Derece |
| dyn | : Dyne |
| FR | : Frankel |
| ε | : Gerinim |
| GAA | : Geçici Ankraj Aygıtları |
| gr | : Gram |
| gf | : Gram-Kuvvet |
| RMI | : Hızlı Molar İntrüzyon Apareyi |
| “ | : İnç |
| IZC | : İnfrazigomatik Krest |
| F | : Kuvvet |
| kgf | : Kilogram-Kuvvet |
| MBS | : Mandibular Bukkal Shelf |
| MRI | : Manyetik Rezonans Görüntüleme |
| MPa | : Mega Paskal |
| $m^2$ | : Metrekare |
| µ | : Mikron |
| mm | : Milimetre |
| $mm^2$ | : Milimetrekare |
| MEAW | : Multiloop Edgewise Ark Teli Tekniği |
| nm | : Nanometre |
| - | : Negatif |
| N | : Newton |
| oz | : Ons |
| Pa | : Paskal |
| SS | : Paslanmaz Çelik |

| | |
|---|---|
| PDL | : Periodontal Ligament |
| + | : Pozitif |
| cm | : Santimetre |
| FEM | : Sonlu Elemanlar Analizi |
| σ | : Stres |
| Ti | : Titanyum |
| TPA | : Transpalatal Ark |
| V | : Vanadyum |
| % | : Yüzde |

## ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Gerilme/Gerinim Eğrisi…….. 39
Şekil 2.1. Zigoma plağının görüntüsü……. 50
Şekil 2.2. 2 x 5 mm mini vidanın görüntüsü……... 50
Şekil 2.3. 2 x 12 mm IZC mini vidasının görüntüsü…….. 51
Şekil 2.4. Üst çene modelinin önden görüntüsü……. 52
Şekil 2.5. Üst çene modelinin okluzalden görüntüsü……. 52
Şekil 2.6. Zigoma plağından uygulanan intrüzyon kuvvetinin görüntüsü……. 54
Şekil 2.7. Zigoma vidasından uygulanan intrüzyon kuvvetinin görüntüsü…… 54
Şekil 2.8. Sınır koşulları……. 55
Şekil 2.9. Birinci modelin önden görünümü…….. 56
Şekil 2.10. Birinci modelin yandan görünümü…….. 57
Şekil 2.11. İkinci modelin önden görünümü ……. 57
Şekil 2.12. İkinci modelin yandan görünümü……. 58
Şekil 3.1. Zigoma plağından intrüzyon kuvveti uygulanması……. 60
Şekil 3.2. Birinci senaryoda kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi…… 60
Şekil 3.3. Birinci senaryoda kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme…….. 61
Şekil 3.4. Birinci senaryoda kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme…… 61
Şekil 3.5. Birinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi……. 62
Şekil 3.6. Birinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait maksimum asal gerilme…… 62
Şekil 3.7. Birinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait minimum asal gerilme……. 62
Şekil 3.8. Birinci senaryoda zigoma plağına ait von Mises gerilmesi……... 63
Şekil 3.9. Birinci senaryoda birinci mini vidaya ait von Mises gerilmesi……. 63
Şekil 3.10. Birinci senaryoda ikinci mini vidaya ait von Mises gerilmesi……. 63
Şekil 3.11. Birinci senaryoda üçüncü mini vidaya ait von Mises gerilmesi…….. 64
Şekil 3.12. Birinci senaryoda diş köklerine ait von Mises gerilmeleri…….. 65
Şekil 3.13. Birinci senaryoda zigoma plağındaki toplam yer değiştirme…….. 66
Şekil 3.14. Birinci senaryoda vidalara ait toplam yer değiştirme……. 66
Şekil 3.15. İkinci senaryoda kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi……. 67
Şekil 3.16. İkinci senaryoda kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme…… 67
Şekil 3.17. İkinci senaryoda kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme……... 67

Şekil 3.18. İkinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi…… 68
Şekil 3.19. İkinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait maksimum asal gerilme…. 68
Şekil 3.20. İkinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait minimum asal gerilme…… 68
Şekil 3.21. İkinci senaryoda zigoma plağına ait von Mises gerilmesi…….69
Şekil 3.22. İkinci senaryoda birinci mini vidaya ait von Mises gerilmesi…….. 69
Şekil 3.23. İkinci senaryoda ikinci mini vidaya ait von Mises gerilmesi…….70
Şekil 3.24. İkinci senaryoda üçüncü mini vidaya ait von Mises gerilmesi……..70
Şekil 3.25. İkinci senaryoda diş köklerine ait von Mises gerilmeleri……..71
Şekil 3.26. İkinci senaryoda zigoma plağındaki toplam yer değiştirme……..72
Şekil 3.27. İkinci senaryoda vidalara ait toplam yer değiştirme……. 72
Şekil 3.28. IZC mini vidasından intrüzyon kuvveti uygulanması……... 72
Şekil 3.29. Üçüncü senaryoda kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi……. 73
Şekil 3.30. Üçüncü senaryoda kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme……73
Şekil 3.31. Üçüncü senaryoda kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme……..74
Şekil 3.32. Üçüncü senaryoda süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi…… 74
Şekil 3.33. Üçüncü senaryoda süngerimsi kemiğe ait maksimum asal gerilme… 75
Şekil 3.34. Üçüncü senaryoda süngerimsi kemiğe ait minimum asal gerilme…. 75
Şekil 3.35. Üçüncü senaryoda SS IZC mini vidasına ait von Mises gerilmesi……75
Şekil 3.36. Üçüncü senaryoda diş köklerine ait von Mises gerilmeleri…….. 76
Şekil 3.37. Üçüncü senaryoda SS IZC mini vidasının yer değiştirme görüntüleri: (A) Toplam yer değiştirme, (B) Transversal yöndeki yer değiştirme, (C) Sagital yöndeki yer değiştirme, (D) Vertikal yöndeki yer değiştirme…….. 77
Şekil 3.38. Üçüncü senaryoda SS IZC mini vidasının yer değiştirmesinin yandan görünümü……. 77
Şekil 3.39. Üçüncü senaryoda SS IZC mini vidasının yer değiştirmesinin önden görünümü…… 78
Şekil 3.40. Dördüncü senaryoda kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi……. 78
Şekil 3.41. Dördüncü senaryoda kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme…… 79
Şekil 3.42. Dördüncü senaryoda kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme…….. 79
Şekil 3.43. Dördüncü senaryoda süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi…… 80
Şekil 3.44. Dördüncü senaryoda süngerimsi kemiğe ait maksimum asal gerilme.. 80
Şekil 3.45. Dördüncü senaryoda süngerimsi kemiğe ait minimum asal gerilme… 80

Şekil 3.46. Dördüncü senaryoda SS IZC mini vidasına ait von Mises gerilmesi… 81
Şekil 3.47. Dördüncü senaryoda diş köklerine ait von Mises gerilmeleri……... 82
Şekil 3.48. Dördüncü Senaryoda SS IZC mini vidasının yer değiştirme görüntüleri: (A) Toplam yer değiştirme, (B) Transversal yöndeki yer değiştirme, (C) Sagital yöndeki yer değiştirme, (D) Vertikal yöndeki yer değiştirme……... 82
Şekil 3.49. Dördüncü senaryoda SS IZC mini vidasının yer değiştirmesinin yandan görünümü……. 83
Şekil 3.50. Dördüncü senaryoda SS IZC mini vidasının yer değiştirmesinin önden görünümü…… 83
Şekil 3.51. Beşinci senaryoda kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi…… 84
Şekil 3.52. Beşinci senaryoda kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme…….. 84
Şekil 3.53. Beşinci senaryoda kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme…… 84
Şekil 3.54. Beşinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi…… 85
Şekil 3.55. Beşinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait maksimum asal gerilme… 85
Şekil 3.56. Beşinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait minimum asal gerilme…. 85
Şekil 3.57. Beşinci senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasına ait von Mises gerilmesi……. 86
Şekil 3.58. Beşinci senaryoda diş köklerine ait von Mises gerilmeleri…….. 87
Şekil 3.59. Beşinci senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasının yer değiştirme görüntüleri: (A) Toplam yer değiştirme, (B) Transversal yöndeki yer değiştirme, (C) Sagital yöndeki yer değiştirme, (D) Vertikal yöndeki yer değiştirme…… 87
Şekil 3.60. Beşinci senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasının yer değiştirmesinin yandan görünümü…….. 88
Şekil 3.61. Beşinci senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasının yer değiştirmesinin önden görünümü……. 88
Şekil 3.62. Altıncı senaryoda kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi……..89
Şekil 3.63. Altıncı senaryoda kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme……89
Şekil 3.64. Altıncı senaryoda kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme……..89
Şekil 3.65. Altıncı senaryoda süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi……90
Şekil 3.66. Altıncı senaryoda süngerimsi kemiğe ait maksimum asal gerilme…. 90
Şekil 3.67. Altıncı senaryoda süngerimsi kemiğe ait minimum asal gerilme……90

Şekil 3.68. Altıncı senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasına ait von Mises gerilmesi……. 91
Şekil 3.69. Altıncı senaryoda diş köklerine ait von Mises gerilmeleri……92
Şekil 3.70. Altıncı Senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasının yer değiştirme görüntüleri: (A) Toplam yer değiştirme, (B) Transversal yöndeki yer değiştirme, (C) Sagital yöndeki yer değiştirme, (D) Vertikal yöndeki yer değiştirme…….92
Şekil 3.71. Altıncı senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasının yer değiştirmesinin yandan görünümü…… 93
Şekil 3.72. Altıncı senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasının yer değiştirmesinin önden görünümü……. 93

## TABLOLAR

Tablo 2.1. Çalışmada kullanılan yapıların malzeme özellikleri…… 53
Tablo 2.2. Modellerde kullanılan düğüm ve eleman sayıları…… 55
Tablo 3.1. Birinci senaryoda diş köklerinin von Mises gerilme değerleri……. 64
Tablo 3.2. Birinci senaryoda mini vidaların yer değiştirme miktarı……. 65
Tablo 3.3. İkinci senaryoda diş köklerinin von Mises gerilme değerleri…….. 70
Tablo 3.4. İkinci senaryoda mini vidaların yer değiştirme miktarı…… 71
Tablo 3.5. Üçüncü senaryoda diş köklerinin von Mises gerilme değerleri…… 76
Tablo 3.6. Üçüncü senaryoda mini vida başının yer değiştirme miktarı…… 77
Tablo 3.7. Dördüncü senaryoda diş köklerinin von Mises gerilme değerleri……. 81
Tablo 3.8. Dördüncü senaryoda mini vida başının yer değiştirme miktarı……. 82
Tablo 3.9. Beşinci senaryoda diş köklerinin von Mises gerilme değerleri…… 86
Tablo 3.10. Beşinci senaryoda mini vida başının yer değiştirme miktarı…….. 87
Tablo 3.11. Altıncı senaryoda diş köklerinin von Mises gerilme değerleri…… 91
Tablo 3.12. Altıncı senaryoda mini vida başının yer değiştirme miktarı…… 92
Tablo 3.13. Kortikal kemiğe ait gerilme değerleri…….. 94
Tablo 3.14. Süngerimsi kemiğe ait gerilme değerleri……. 94
Tablo 3.15. Ankraj ünitesinde meydana gelen von Mises Gerilmeleri……... 94
Tablo 3.16. Diş köklerine ait von Mises Gerilmeleri…….. 95
Tablo 3.17. Ankraj ünitesinde meydana gelen yer değiştirmeler…… 95

# ÖZET

## Ön Açık Kapanış Tedavisi Amacıyla Kullanılan Zigoma Plakları ve İnfrazigomatik Krest Mini Vidalarının Sonlu Elemanlar Analiz Metodu ile Karşılaştırılması

Bu çalışmanın amacı; ön açık kapanış tedavisinde üst posterior dişlerin intrüzyonunu sağlamak için ekstra alveolar iskeletsel ankrajda yeni yaklaşım olan IZC mini vidalarının, zigoma plaklarının yerine kullanılabilecek kadar başarılı olup olmadığının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak değerlendirilmesidir.

Çalışmada altı farklı senaryo kurulmuştur. Bütün senaryolarda birbirine iki adet kalın çelik arkla bağlı posterior bite bloklu intrüzyon apareyi kullanılmış, intrüzyon kuvvetinin doğrultusu üst birinci molar diş aksına paralel oluşturulmuştur. I şekilli zigoma plağı 3 adet titanyum mini vida ile infrazigomatik krest bölgesine sabitlenmiştir. IZC mini vidaları ise oklüzal düzlem ile 70 derecelik açı ile üst birinci molar diş ile ikinci molar diş arasındaki infrazigomatik krest bölgesine yerleştirilmiştir. Senaryolarda zigoma plağına, paslanmaz çelik IZC mini vidasına ve titanyum alaşım IZC mini vidasına 200 gr ve 400 gr intrüzyon kuvvetleri verilmiş; kortikal kemik, süngerimsi kemik, diş kökleri, ankraj ünitesindeki stres değerleri ve ankraj ünitesindeki yer değiştirmeler incelenmiştir. Ankraj alınan materyaller nonosseointegre kabul edilmiş, nonlieer analiz yapılmıştır.

Analiz sonuçlarına göre zigoma plakları her iki kuvvet altında düşük stres değerleri göstermiştir. Paslanmaz çelik ve titanyum alaşım IZC mini vidaları ise 400 gr kuvvet altında kortikal kemikte kritik değerde stres oluşturmuştur. IZC vidaları zigoma plakları kadar az stres ve az yer değiştirmeye neden olamasalar da 200 gr kuvvet altında klinikte kullanılabilecekleri düşünülmüştür.



**Anahtar Sözcükler:** IZC, İntrüzyon, Ön Açık Kapanış, Sonlu Elemanlar Stres Analizi, Zigomatik Plağı

## SUMMARY

### Comparison of Zygoma Plates and Infra Zygomatic Crest Mini Screws with Finite Element Analysis Method for Anterior Open Bite Treatment

The aim of this study is to evaluate whether the IZC mini screws, which is a new approach in extra-alveolar skeletal anchorage to provide intrusion of the upper posterior teeth in the anterior open-bite treatment, are successful enough to be used in place of zygoma plates using three-dimensional finite element stress analysis.

Six different scenarios were set up in the study. In all scenarios, intrusion appliance with posterior bite block connected to each other by two thick steel arcs were used, the direction of the intrusion force was created parallel to the upper first molar axis. The I-shaped zygoma plate was fixed to the infrasygomatic crest area with 3 titanium mini screws. The IZC mini screws were placed in the infrazygomatic crest area between the upper first molar tooth and the second molar tooth at an angle of 70 degrees with the occlusal plane. In the scenarios, 200 gr and 400 gr intrusion forces were given to the zygoma plate, the stainless steel IZC mini screw and the titanium alloy IZC mini screw; stress values in the cortical bone, cancellous bone, tooth roots, anchorage unit and displacements in the anchorage unit were examined. Anchored materials were accepted as non-osseointegrated, non-linear analysis was performed.

According to the analysis results, the zygoma plates showed low stress values under both forces. Stainless steel and titanium alloy IZC mini screws created critical stress on cortical bone under 400 g of force. Although IZC screws do not cause as little stress and displacement as zygoma plates, it is thought that they can be used clinically under 200 g of force.



**Keywords:** Anterior Open Bite, Finite Element Stress Analysis, IZC, İntrusion, Zygomatic Plate

# 1. GİRİŞ

Ön açık kapanış, alt ve üst arka dişler kapanıştayken, alt ve üst keseci dişlerin kenarları arasında dik yönde temasın olmamasıyla karakterize hem tedavisi hem de tedavi sonrası retansiyonu çok zor olan maloklüzyonlardandır (Safirstein ve Burton 1983; Kim 1987). Oluşma sebebi multifaktöriyeldir.

Tedavisi büyüme gelişme dönemine göre, problemin dişsel ya da iskeletsel olmasına göre değişmektedir. Erişkinlerin tedavisinde en önemli faktör artmış dikey boyutun kontrolüdür (Bjork 1969; Nahoum 1975). Bu problemi çözmenin en doğru yolu ise posterior dişlerin intrüzyonudur (Subtelny ve Sakuda 1964). Geçici ankraj aygıtlarının (GAA) yaygınlaşması ile birlikte ortodontistlerin zorlandığı posterior intrüzyon işlemi daha uygulanabilir hale gelmiştir (Costa et al. 1998; Sherwood et al. 2002).

İskeletsel ankraj apareylerin içinde stabilitesi en iyi olan mini plaklardır (Kaya and Arman 2006). Zigomatik buttress bölgesine uygulanan mini plaklar ile posterior segment başarılı bir şekilde gömülebilmektedir.

Mini vidalar plaklara göre daha ekonomik olması, uygulanmasının daha kolay olması, işlem sonrası şikayetlerin daha az olması ve hijyeninin daha kolay sağlanması sebebiyle sıklıkla kullanılmaktadır (Costa et al. 1998; Park et al. 2004). Kökler arasına uygulanan mini vidalar ile çeşitli diş hareketleri başarılı bir şekilde gerçekleştirilebilmesine rağmen, özellikle intrüzyon hareketi için daha kısıtlı hareket alanı olması, kökte yaralanma riski, hareket durması gibi problemlere neden olabilir (Kadioglu et al. 2008; Ludwig et al. 2011). Bu nedenle köklerden uzak olması ve maksillada en iyi kemik kapasitesine sahip olan yer olması nedeniyle infrazigomatik krest bölgesi (IZC) iskeletsel ankraj uygulamalarında tercih edilmektedir (Ludwig et al. 2011; Lin et al. 2013). IZC kemik vidaları ise maksillanın posteriorunda ekstraradiküler ankraj için yeni bir yaklaşımdır. İnteradiküler mini vidalardan daha uzun olan bu vidalar biyouyumlu olan titanyum alaşım yerine, uygulamada kırılma ihtimaline karşı paslanmaz çelikten üretilmişlerdir (Chang et al. 2019).

Mini plakların molar intrüzyonunda başarılı olarak kullanılmasının yanında uygulanması için cerrahi kliniğinden randevu alınması, iki kere cerrahi işlem gerektirmesi, işlem sonrası ağrı, şişlik ve hassasiyete neden olması gibi dezavantajlara sahiptir. Yeni bir yaklaşım olan IZC mini vidalarının yüksek başarı oranı, uygulanmasının daha

kolay ve pratik olması ve ortodontistin aynı seansta uygulayabilmesi, daha ekonomik olması, uygulama sırasında ve sonrasında daha az ağrı, daha az memnuniyetsizlik oluşturması nedeniyle molar intrüzyonunda rahatlıkla kullanılabileceği düşünülmüştür. Literatürde IZC mini vidalarının intrüzyonda kullanılabileceği belirtilmiştir; fakat IZC ile yapılan posterior intrüzyon çalışmasına rastlanmamıştır.

Farklı materyalden yapılmış IZC mini vidalarının, posterior intrüzyonda zigoma plaklarının yerine kullanılabilecek kadar başarılı olup olmadığının anlaşılabilmesi için klinik olarak uygulamasından önce in vitro koşullarda hangi kuvvet aralığında çalışılması gerektiği, belirlenen kuvvet aralığında hangi etkilere ve problemlere sebep olabileceği, hedeflenen sonuca ulaşıp ulaşamayacağı öngörülmelidir.

Mekanik uyaranların, kemik üzerine etki eden kuvvetlerin kemik içerisinde nasıl dağıldığını, hangi bölgelere ne şiddette etki ettiğini görebilmek ve anlayabilmek için farklı kuvvet analiz yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizi de bu yöntemlerden biridir.

### 1.1. Ön Açık Kapanış

Ön açık kapanış, arka dişler oklüzyonda iken alt ve üst ön dişlerin kesici kenarları arasında dikey yönde temas olmamasıdır (Subtelny ve Sakuda 1964; Worms et al. 1971).

Ülgen'e göre (2000) ön açık kapanış alt ve üst çenedeki diğer dişler kapanış halindeyken, alt ve üst dişlerin bazılarının birbirine temas etmeyerek aralarında dik yönde açıklık olması durumudur. Üst kesici dişlerin alt kesici dişleri normalden daha az örtmesi veya sıfır bite durumuna ise yetersiz bite denir (Mitchell 2001).

Kim'e göre (1987) ön açık kapanış, alt ve üst çenenin ön bölgesindeki dişlerin birbirinden ayrık olması ve alt çene kapanış durumunda kesici fonksiyonu için gerekli olan kapanışın eksikliği olarak tanımlamıştır. Alt ve üst molarların meziobukkal tüberkül tepeleri ile kesici dişlerin kesici kenarları birleştirildiğinde iki adet oklüzal düzlem oluşturan anomalidir. Oklüzal düzlemler ön bölgede birbiri ile kesişmezler.

Shapiro (2002) ön açık kapanışı alt ve üst kesici dişlerin sentrik oklüzyonda birbirleriyle kontakta olmadığı durum olarak tanımlamıştır.

## 1.2. Ön Açık Kapanış Prevalansı

Ön açık kapanışın görülme sıklığı ile alakalı literatürde birçok çalışma mevcuttur. Brunnelle ve Proffit' in yaptıkları çalışmada (1969) 1.1 mm' lik ortalama ön açık kapanışa sahip bireylerin topluma oranı %5' den az bulunmuştur. 2 mm' den fazla ön açık kapanışın görülme sıklığı toplumun %1' inden az, siyah ırkta görülme oranı beyaz ırktan daha fazladır (Proffit et al. 2000).

Yaş arttıkça ön bölgedeki açıklık miktarının azaldığı ve yaşla ön açık kapanış miktarı arasında ters orantı olduğu tespit edilmiştir (Worms et al. 1971). Yapılan bir çalışmada ön açık kapanışın genel popülasyonda görülme sıklığı 8-11 yaş aralığında %3.6, 12-17 yaş aralığında %3.5, 18-50 yaş aralığında %3.3 olarak rapor edilmiştir (Proffit et al. 2000).

Korkhaus (1928) yapmış olduğu çalışmada, 6 yaşındaki ön açık kapanış oranını %4.2 olarak bulurken, 14 yaşında %2.5 oranında bulmuştur. Bu azalma parmak emme gibi zararlı alışkanlıkların yaşın ilerlemesi ile azalması ve iskeletsel büyümenin devam etmesiyle ilişkilendirilmiştir.

Gelgör ve arkadaşlarının (2007) ülkemizde yaptıkları çalışmada ön açık kapanışın toplumumuzda görülme oranını %8.2 olduğunu bildirmişlerdir. Topkara (2007) ise yaptığı çalışmada bu oranı %9.25 olarak belirtmiştir. Sarı ve arkadaşları (2003) yaptıkları çalışmada ise en az 1 mm ön açık kapanışa sahip bireylerin oranını %2.68 olarak belirtmişlerdir.

## 1.3. Ön Açık Kapanış Sınıflandırılması

Hellman (1931) ve Gellin (1978) ön açık kapanışı diş ve alveoler proçesle sınırlı ise "basit", sefalometrik ölçümlere göre iskeletsel bileşenler içeriyorsa "kompleks" olarak sınıflandırmıştır.

Kim (1987), alt çenenin konumu normalse açık kapanışı dentoalveoler, değilse iskeletsel olarak sınıflandırmıştır.

Ön açık kapanış, genellikle dişsel ya da iskeletsel açık kapanış olarak iki sınıfa ayrılır (Nahoum 1975). Ön açık kapanış genellikle bu iki faktörün kombinasyonunun gerçekleşmesi sonucu oluşur ve ön açık kapanışı dişsel veya iskeletsel açık kapanış diyerek sınıflandırmak zordur (Lin et al. 2013).

### 1.3.1. Dişsel Açık Kapanış

Dişsel açık kapanış anomalinin dentoalveolar bölgede sınırlı olduğu durumda meydana gelir. Genellikle çevresel faktörlerle ilişkilidir ve ortodontik tedavi ile başarılı bir şekilde tedavi edilebilir. Prognozu çevresel etmenlere bağlı olarak geliştiğinden kötü değildir. Genellikle anterior bölgede görülür (Subtelny ve Sakuda 1964).

Dişsel açık kapanışın normal iskeletsel yapıyla birlikte sürmesini tamamlayamamış anterior dişler, normal ya da artmış molarlar arası mesefe, artmış üst keser açıları ve parmak emme alışkanlığı gibi karakteristik özellikleri bulunmaktadır (Lin et al. 2013).

Dişsel ön açık kapanış vakalarına erken aşamalarında müdahalede bulunulmadığı takdirde büyüme ve gelişim vertikal yönde artar ve bu durumun sonucunda iskeletsel açık kapanışlar oluşabilir (Enlow et al. 1971).

Dişsel ön açık kapanışın en belirgin morfolojik özellikleri şunlardır;

- Prokline üst kesici dişler
- Alt ve üst kesici dişlerin erüpsiyonlarının yetersiz oluşu
- Alışkanlığa bağlı dil postürü nedeniyle dar üst çene
- Alt ve üst dişler arasında diastemalar

### 1.3.2. İskeletsel Açık Kapanış

Çenelere ait bozukluk iskeletsel yapıdan kaynaklanır. Kondil-glenoid fossa büyümesinin yatay bileşeni ile sutural ve dentoalveolar yapıların dikey yönde büyümeleri arasındaki uyumun bozulması sonucunda oluşur (Nahoum 1975). Dik yön büyümesi, yatay yön büyümesinden daha fazla olduğunda alt çenede posterior rotasyon meydana gelir bu da açık kapanışın oluşmasına neden olur (Schudy 1964; Bjork 1969). Arka dentoalveoler bölgede artmış dik yön gelişimi varken, ön dentoalveoler bölgede azalmış dik yön gelişimi gözlenir (Cangialosi 1984; Lin et al. 2013).

Linder-Aronson (1972) iskeletsel ön açık kapanışı ‘Adenoid Yüz Tipi’, Dung ve Smith (1988) ‘Yüksek Açılı Vaka’, English (2002) ise ‘Hiperdiverjan Büyüme Modeli’ olarak tanımlamıştır. İskeletsel açık kapanışın yüz ve kafa yapısını da etkilemiş şekli ‘Uzun Yüz Sendromu’ olarak da tanımlanabilir (Fields et al. 1984).

İskeletsel açık kapanış tanısında Nahoum (1975) üst ön yüz yüksekliğinin alt ön yüz yüksekliğine oranını kullanmıştır. Açık kapanış varlığında üst ön yüz yüksekliği/alt ön yüz yüksekliği oranı 0.65' ten küçükse iskeletsel açık kapanış olduğunu belirtmektedir.

İskeletsel ön açık kapanışın morfolojik özellikleri şunlardır (Sassouni ve Nanda 1964; Subtelny ve Sakuda 1964; Nahoum 1975; Kim 1987; McNamara et al. 2001; English 2002);

- Azalmış arka yüz yüksekliği
- Artmış alt ön yüz yüksekliği
- Azalmış arka/ön yüz yüksekliği oranı
- Artmış total yüz yüksekliği
- Artmış gonial açı
- Artmış mandibular düzlem açısı
- Azalmış palatinal düzlem açısı
- İki okluzal düzlem varlığı
- Posterior dentoalveolar yapıların vertikal yönde aşırı gelişimi
- Ramus yüksekliğinde azalma
- Alt çene geriliği
- Mandibulanın posterior rotasyonu

Bu özelliklere ek olarak üst çenede darlık, posterior bölgede çapraz kapanış, derin ve dar damak kubbesi gözlenebilir (English 2002).

Birçok açık kapanışta hem iskeletsel hem de dental nedenler bulunur. Hastanın tedavisi için iskeletsel mi dental mi olduğunu belirlemek çok zor olsa da tedavi planının yapılabilmesi için tanının düzgün konulması gerekmektedir. İskeletsel açık kapanışta molar ve kesiciler ekstrüze iken, dişsel açık kapanışta anterior dişlerde intrüzyon görülür.

## 1.4. Ön Açık Kapanışın Etiyolojisi

İskeletsel ön açık kapanışın sebebi multifaktöriyeldir (Kim 1987; McNamara et al. 2001). Açık kapanışların klinik olarak kullanışlı olan sınıflandırılması etiyolojilerine göre yapılan sınıflandırılmasıdır (Lin et al. 2013).

### 1.4.1. Kalıtım

Ön açık kapanış oluşumunda en etkili faktörlerden biridir (Proffit 1978; Sassouni 1969). Özellikle şiddetli ön açık kapanış vakaları genetik geçiş gösterir ve tamamıyla önlenmeleri çok güçtür (Smith ve Bailit 1977; Speidel et al. 1972).

### 1.4.2. Çenelerin Büyüme ve Gelişimi

Normal büyüme ve gelişim gösteren bireylerde dik yön gelişimi dentoalveolar büyüme ve kondiler büyüme arasındaki uyum ile dengelenir. Bu uyum bozulduğunda dikey yönde maloklüzyon gelişme olasılığı artmaktadır.

Björk ve arkadaşları (1972) dik yöndeki ilişkileri açıklamak için 'mandibulanın rotasyonu' terimini kullanmış ve mandibulanın primer büyüme yerinin kondil olduğunu belirtmiştir. Ön bölgede dik yön büyümesi arttığında, arka bölgede eşit miktarda büyüme olmazsa mandibulada rotasyon görülmektedir. Yüz süturlarındaki veya alveolar yapılarındaki dik yön büyümesi, kondilin dik yön büyümesinden fazla olduğunda mandibulada posterior rotasyon görülmektedir (Bjork 1969; Isaacson et al. 1971; Bjork ve Skieller 1972).

Kondiler büyüme genelde dikey yönde olmaktadır. Daha nadir olarak kondil arka yönde de büyüyebilir. Kondilde arka yönde büyüme olduğunda, çene ucu ve alt çene dikey büyüme göstererek posterior rotasyon yapar ve bu da açık kapanışa neden olabilir (Bjork ve Skieller 1972). Bu hastaların büyüme yönü vertikaldir ve mevcut dişsel erüpsiyon şekli molar dişlerde daha çok dikey yönde gerçekleşmektedir (Nielsen 1991).

### 1.4.3. Konjenital Anomaliler

İleri seviyede iskeletsel açık kapanış sıklıkla Crouzon sendromu gibi kraniyofasiyal malformasyonlar ile birlikte görülür. Bu hastalarda yüzün üç boyutunda da iskeletsel yapılarda önemli seviyede düzensizlikler vardır. Bu tip problemler, distraksiyon osteogenezisini de içeren ileri seviyede kraniofasiyal cerrahi prosedürler gerektirir (McNamara et al. 2001). Ayrıca Turner ve Down sendromunda açık kapanış görülür (Takeyama et al.1990; López-Pérez et al. 2008).

### 1.4.4. Mental Gerilik

Mental geriliği bulunan bireylerde açık kapanış görülme sıklığı fazladır (Fränkel ve Fränkel 1983). Bu hastalarda zayıf nöromusküler özellik ve anormal ağız alışkanlıkları sebebiyle açık kapanış görülebilir. Yapılan bir çalışmada mental retardasyonu olan bireylerin %32.2'sinde ön açık kapanış görüldüğü bildirilmiştir (Gershater 1972).

### 1.4.5. Dil ve Orofasiyal Kas Aktivitesi

Dik yön gelişimi artmış hastalar zayıf çiğneme kaslarına sahiptirler. Zayıf çiğneme kasları; zayıf oklüzal kuvvetler oluşturur bu da molarların fazla sürmesine izin verir ve alt çene buna bağlı olarak aşağı ve geriye rotasyon yapar. Bu durum, ön açık kapanışa neden olur (Graber 1963).

Atkinson (1966) ön açık kapanışı olan bireylerde masseter, internal pterygoid ve temporal kasların yutkunma esnasında aşırı kasılma gösterdiğini bildirmiştir. İnfra ve supra hyoid kaslar çeneyi aşağı ve geriye çekerler ve gonial açının artmasına neden olurlar ve mandibula anteriorunun aşağı büyümesini stimüle ederler.

Anormal kas fonksiyonlarından biri de dil itme alışkanlığıdır. Normal yutkunma sırasında dilin ucu üst kesici dişlerin kökleri hizasında damağa temas eder, dişler oklüzyondayken yutkunma gerçekleşir. Bebeklerde görülen infantil yutkunmada ise dil kapanış oluşturmak için alt ve üst alveol kretlerinin arasına yayılır (Proffit ve Brandt 1977). Süt dişlerinin çıkmasından sonra erişkin yutkunmasına geçiş olur.

Karışık dişlenme döneminde de infantil yutkunma görülür. Süt dişlerinin düşüp daimî dişlerin sürme döneminde dil dişsiz olan ön bölgeye yayılır. Ayrıca dilin büyümesi iskeletsel büyüme ve gelişimin önünde olması ve bu dönemde lenf doku hacimlerinin erişkinlerin iki katı olması nedeniyle dil ağız boşluğuna sığmaz. Bu yüzden bu dönemde infantil yutkunma ve açık kapanış olması normal kabul edilir (Subtelny 1965; Proffit ve Brandt 1977). Yaşın ilerlemesiyle çenelerin büyüme ve gelişimi dilin büyüme ve gelişimini yakalayacağı için dil büyüklüğünden kaynaklanan açık kapanış kendiliğinden çözülür (Subtelny ve Sakuda 1964).

Ülgen'e göre (2000) yutkunma sırasında dilin alt ve üst dişlerin arasına girmesiyle bu bölgedeki alveol kemiğinin dik yön büyümesi inhibe olur. Dilin arasına

girmediği bölgede ise alveol kemiği normal büyümeye devam eder. Bunun sonucunda dilin araya girdiği bölgede açık kapanış oluşur. Yani dil basıncıyla aktif bir intrüzyon değil de pasif bir intrüzyon oluşur.

Andersen (1963), infantil yutkunmadan erişkin tip yutkunmaya geçerken problem yaşanması sonucu oluşan dil itimi ve ön açık kapanış probleminin, yaşın ilerlemesiyle birlikte dil itiminin terk edilmesi sonucunda azaldığını bildirmiştir.

Proffit ve Fields' e göre (2000) yutkunma bir saniye sürmekte ve hastalar günde ortalama 800-1000 kez yutkunmaktadır. Dolayısıyla anormal yutkunma günde en fazla 15 dakika sürmektedir. Oysaki bir kuvvetin diş hareketi oluşturabilmesi için en az 6 saat uygulanmalıdır. Bu nedenle dil itme alışkanlığı sadece yutkunma sırasında yapılan adaptif bir hareketse maloklüzyon oluşumuna sebep olmaz. Ancak hastanın dili istirahat pozisyonunda da alt kesici dişlerin üzerinde duruyorsa dişlerin sürmesini engelleyerek o bölgede açık kapanış oluşmasına neden olur. Açık kapanış varlığında oluşan adaptif dil itiminden ayırıcı tanısı, kesici dişlerin sürmelerinin tam olarak gerçekleşmemesinden kaynaklanan tersine spee eğrisinin varlığıdır (Lin et al. 2013).

Dil postürü ön açık kapanışın gelişmesinde önemlidir. Tonsil ve adenoidlerin büyümesi ya da nazal tıkanıklık gibi sebeplerle dilin aşağı ve önde konumlanması ön açık kapanış gelişmesine neden olur (Subtelny ve Sakuda 1964).

Büyük dil açık kapanışa neden olabilir (Parker 1971; Ngan et al. 1992). Dil normal boyutuna yaklaşık 8 yaşında ulaşılır. Doğumsal, kalıtsal ya da patolojik nedenlerle dil boyutu büyükse glossektomi yapılması gerekir (Wolford ve Cottrell 1996).

### 1.4.6. Kötü Alışkanlıklar

Ağız ve çene bölgesini ilgilendiren alışkanlıklar diş hareketine yol açar ve dentoalveol yapıda değişikliğe neden olur (Klein 1971). Bir anomalinin oluşması için etiyolojik faktörün yeterli süre etkili olması gerekir.

*Parmak Emme:* En fazla başparmak emilmektedir (Subtelny ve Subtelny 1973). Parmağın emilmesi ile oluşan basınç ile üst keserler protrüze, alt keserler retrüze olur, overjet artar. Ön açık kapanış oluşabilir. Üst çene transversal yönde

daralıp, derinleşebilir. Mandibula posterior rotasyon yaparak, sınıf 2 bölüm 1 anomalinin oluşmasına neden olabilir (Proffit 1978).

*Dudak Emme/Isırma:* Daha çok alt dudak ısırılır ya da emilir. Buna bağlı olarak da üst kesici dişlerde protrüzyon oluşup, ön açık kapanışa neden olabilir.

*Tırnak Yeme:* Tırnak yemek için kullanılan alt ve üst dişlerde rotasyon, vestibüle ya da linguale devrilmeler ve buna bağlı olarak diastema ya da çapraşıklık oluşur.

### 1.4.7. Ağız Solunumu

Büyümüş tonsiller, adenoidler, septum deviasyonları veya alerji gibi hava yolu tıkanıklığına neden olan durumlar sonucu ağız solunumu meydana gelir ve bu sıklıkla açık kapanışa neden olur (Sassouni ve Nanda 1964; Kim 1987).

Ağız solunumu baş, çene ve dilin konumunu etkiler. Ağız solunumuna sahip bireylerde ağız açık, baş ve boyun ise önde konumlanır. Dil daha aşağıda ve önde konumlandırılır. Mevcut olan denge bozularak dentoalveoler problemlere neden olabilir (Proffit et al. 2000). Alt çene posterior rotasyon yapar, ön bölgede dikey boyut artışı ile birlikte ön açık kapanışa neden olabilir (Harvold et al. 1972). Ağız devamlı açık durduğu için posterior dişler kontakt bulana kadar sürerler (Proffit et al. 2000).

Geniş adenoidlere sahip bireylerde iskeletsel paternin bozulmasına engel olmak amacıyla erken yaşta adenoidlerin operasyonla çıkartılması tavsiye edilmektedir (Linder-Aronson 1972).

### 1.4.8. Dişlerin Sürme Mekanizmaları

Süpernümerer dişler, kistik lezyonlar, ankiloze ya da dilasere dişler gibi lokal patoloji sebebiyle dişlerin sürmesi engellenebilir ve açık kapanışa neden olabilir (Proffit 1978).

Kuronları mezialde, kökleri distalde konumlanacak şekilde süren alt ve üst posterior dişler kama etkisi yaratarak kapanışı açabilirler (Kim 1987).

### 1.4.9. Travma ya da İltihabi Hastalıklar

Birçok lokal veya sistemik patoloji veya hastalık da kondilde rezorbsiyona sebep olarak ön açık kapanışa neden olabilir. Bu faktörlerden bazıları osteoartritis, reaktif artritis, avasküler nekroz, travmatik yaralanmalar, romatoid artritis, psoritik artritis, scleroderma, lupus eriematustur (Wolford 2001).

Yapılan çalışmalarda romatoid artrit ve polimyelit gibi hastalıklarda kodilin tahrip olması, kasların zayıflaması gibi nedenlerle ön açık kapanış görülebileceği bildirilmiştir ( Proffit et al. 1968; Kreiborg et al. 1990).

## 1.5. Ön Açık Kapanış Tedavisi

Ön açık kapanış hem tedavisi hem de tedavi sonrası retansiyonu çok zor olmasından dolayı en zor maloklüzyonlardandır (Safirstein ve Burton 1983; Kim 1987; Erverdi et al. 2006;). Tedavi stratejileri belirlenirken etiyoloji ön planda tutulup, hastanın yaşı, büyüme gelişim dönemi, iskeletsel ve morfolojik özelliklerine göre en uygun tedavi yöntemi seçilmelidir (Güven ve Akal 1992; Lin et al. 2013).

Açık kapanışın tedavisinde en önemli faktör dikey boyutun kontrolüdür (Bjork 1969; Nahoum 1975; English 2002;). Tedavide arka yüz yüksekliğinin ön yüz yüksekliğine oranı arttırılmalı, alt çene anterior rotasyon yaptırılmalı, kondilin vertikal gelişimi arttırılmalıdır ( Worms et al. 1971; English 2002;). Ön dişlerde aşırı erüpsiyon olduğundan, ön dişlerin ekstrüzyonundan çok arka dişlerin intrüzyonu tercih edilmelidir (Subtelny ve Sakuda 1964).

### 1.5.1. Süt Dişlenme Döneminde Tedavi

Süt dişlenme döneminde açık kapanış dentoalveolar bölgede sınırlıdır (Worms et al. 1971). Bu dönemde ön açık kapanışın oluşum nedeni zararlı alışkanlıklardır. Etken ortadan kaldırıldığında açık kapanış dışarıdan müdahaleye gerek kalmadan kendiliğinden düzelir. Daimi keserlerin sürmesine kadar parmak emme gibi zararlı alışkanlıklar bıraktırılabilirse, hastaya herhangi bir aktif tedavi önerilmez (Proffit et al. 2000).

Bu dönemde alışkanlıkların kırılması için ilk başvurulan yöntem telkindir. Alışkanlığın terk edilmesi için ödüllendirmeler yapılabilir. Alışkanlığın bırakılması telkin ile sağlanamıyorsa hareketli veya sabit alışkanlık kırıcılar kullanılabilir (Klein 1971). Alışkanlık elimine edildikten sonra aparey 3-6 ay daha taşınmalıdır

(Proffit et al. 2000; Stuani et al 2005). Vertikal büyüme paternine sahip hastaların tedavisi ise daha zorludur ve kendinden düzelmesi mümkün değildir. Bu hastalarda süt dişlenme döneminden sonra büyüme yönlendirmesi yapılmalıdır (Kaya ve Arman 2006).

### 1.5.2. Erken Karışık Dişlenme Döneminde Tedavi

Tedaviye başlanması için en ideal dönem karışık dişlenme dönemidir. Bu dönemde genelde zararlı alışkanlıklara bağlı ön açık kapanış görülür. Bu durumda tedavi yaklaşımı öncelikle telkindir. Alışkanlığın zararı anlatılır, hasta alışkanlığını bırakması için ikna edilmeye çalışılır. İşe yaramazsa hareketli ya da sabit alışkanlık kırıcı aparey ile tedavi edilir (Kaya ve Arman 2006). Sabit alışkanlık kırıcı apareyler birinci süt molar ya da birinci daimi molar bantlarına lehimlenen paravanlara sahiptir ve dilin anteriorda dişlerin arasına girmesine engel olur ya da parmak emen hastalarda parmağın emilmemesi gerektiğini hatırlatır. Hareketli dil tutucularda ise akrilik ve tellerden oluşan engeller bulunur. Alışkanlığın terk edilmesiyle oluşmuş açık kapanışların %80'i kendiliğinden düzelir (Villa ve Cisneros 1997; Worms et al. 1971).

Solunum yolunu tıkayıcı rahatsızlığı olmadığı halde ağız solunumu yapan, dudak emen ya da ısıran çocuklarda alışkanlığın kırılması için vestibuler screen apareyler ile myofonksiyonel tedavi uygulanabilir (Kaya ve Arman 2006; Nahoum 1975). Trainer apareyi de erken karışık dişlenmede myofonksiyonel alışkanlıkların düzeltilmesinde etkili tedavi yöntemidir. Özellikle ağız solunumu, dil itme ve parmak emme alışkanlığı olan bireylerde yararlıdır. Burun solunumunu teşvik eder ve dilin anterior dişlerin arasına girmesini engelleyerek açık kapanışın düzelmesine katkıda bulunur (Enacar ve Keçik 2009).

Daimi kesici dişlerin sürme döneminde görülen açık kapanış 'geçici' ya da 'yalancı' olarak adlandırılır (Nahoum 1975). Dişlerin sürmesini engelleyen patoloji ya da zararlı bir alışkanlık yoksa açık kapanış zamanla azalır.

### 1.5.3. Geç Karışık Dişlenme Döneminde Tedavi

Bu dönemde alışkanlık bırakıldığı halde kendinden düzelme gerçekleşmeyeceği için zararlı alışkanlıkları önlemeye yönelik tedaviler tercih edilmez. Bu dönemde görülen dil itiminin ön açık kapanış nedeni olmadığı, açık kapanışa bağlı bir

adaptasyon olduğu düşünülmektedir (Kaya ve Arman 2006). Tedavinin genel amacı iskeletsel dik yön büyümesinin frenlenmesi ve mandibulanın aşağı ve arkaya büyümesinin yatay yöne kaydırılmasıdır (Haas 1980; Kalra et al. 1989; Kaya ve Arman 2006). Bu amaçla molar dişlerin ekstrüzyonunun engellenmesi hatta bir miktar intrüzyonlarının sağlanması ve çenelerin birbirine göre dik yön konumlarının değiştirilmesi istenir.

Dişsel açık kapanış vakaları konvansiyonel tedaviler ve bazı myofonksiyonel tedavilerle düzeltilebilir. Açık kapanışın içerdiği diş sayısı ve iskeletsel bozukluk arttıkça konvansiyonel tedaviler ile düzeltilmesi zorlaşır (McNamara et al. 2001).

#### 1.5.3.1.High-Pull Headgear

Ağız dışından ankraj alarak, ağız içi kuvvet uygulayan headgear aygıtı 1800'lü yıllardan beri kullanılmaktadır. Headgear ağız dışı kol ve ağız içi kuvvet aktarıcısı olmak üzere iki parçadan oluşmakta ve ağız dışından destek aldığı bölgeye göre adlandırılmaktadır. Kuvvet, ağız içi kollar yardımıyla genellikle üst birinci molar dişlere veya diş kavsinin bir blok hale getirilmesiyle tüm üst çeneye iletilmektedir (Proffit et al. 2000).

High-pull headgear dik yön büyümesi artmış ön açık kapanış vakalarında dik yön büyümesinin kontrolünü sağlamak amacıyla kullanılır. Üst molarların vertikal erüpsiyonunu azaltır, sutural büyümeyi kontrol altına alır, mandibulaya saat yönünün tersine rotasyon yaptırır ve vertikal yüksekliği azaltır (Poulton 1967; Kuhn 1968; Watson 1972).

İskeletsel ön açık kapanış tedavisinde yaygın olarak kullanılan high-pull headgearın kuvvet vektörü, devrilme etkisini en aza indirebilmek ve ortopedik etki oluşabilmesi için mümkün olduğunca üst çenenin direnç merkezinden geçmelidir ve kuvvetin büyük bileşeni vertikal yönde olmalıdır (Kuhn 1968; Armstrong 1971; Teuscher 1978).

Sınıf II ön açık kapanış vakalarında high-pull headgearın aktivatör ile kombinasyonu sıklıkla kullanılmaktadır. Bu kombinasyonla üst çenenin arka dik yön sütural büyümesinin inhibisyonu, üst ve alt arka dentoalveoler bölgede intrüzyon ve buna bağlı olarak alt çenenin anterior rotasyonu sağlanır (Teuscher 1978; Ngan et al. 1992).

Tek başına üst birinci molarlara high-pull headgear kullanılması diğer üst posterior dişlerin intrüzyonuna neden olmaz ve yan etki olarak molar dişlerde devrilmeye neden olur. Tüm dentisyonu içine alan akrilik cap splint ile birlikte uygulandığında vertikal yöndeki kuvvet tüm maksillar dişlere ve dentoalveolar yapılara etki eder, böylece hem iskeletsel hem de dentoalveoler büyümenin vertikal kontrolü sağlanmış olur (Caldwell et al. 1984; Kaya ve Arman 2006).

#### 1.5.3.2.Vertikal Çenelik

İskeletsel açık kapanışın erken dönemde fonksiyonel tedavisinde kullanılan ağız dışı apareydir. Mandibulanın anterior rotasyon yapmasına neden olur ve vertikal gelişimi kontrol altında tutar. Yapılan çalışmalarda mandibular düzlem açısını azalttığı, arka yüz yüksekliğini arttırdığını, alt çenenin vertikal büyümesini azalttığı, posterior dişlerin erüpsiyonunu engellediği ve gonial açıyı azalttığı bildirilmiştir (Arat ve Iseri 1992; Majourau and Nanda 1994; İşcan et al. 2002).

Vertikal çenelik kullanımı yüksek düzeyde hasta kooperasyonu gerektirir. Çenelik gözün dış kantusunun 3 cm distalinden geçmeli ve kuvvet vektörü oklüzal düzlem ile dik açı yapmalıdır ( Pearson 2000; İşcan et al. 2002).

Vertikal çenelik ile posterior bite bloklar da kullanılabilir. Posterior dişlerin sürmeleri daha fazla engellenir, mandibulanın anterior rotasyonu yapması kolaylaşır (Pearson 2000).

#### 1.5.3.3.Posterior Bite Blok

Ön açık kapanış tedavisinde kullanılan en eski ve yaygın ağız içi aparey bite bloklardır. Posterior bite bloklar kasların dinamik ve mekanik özelliklerinin değişimiyle oluşturulan kuvvetler yardımıyla molar dişlerin sürmesini engeller ve kesici dişlerin ekstrüzyonuna neden olarak ön açık kapanışın düzelmesini sağlarlar. High-pull headgearlar ile birlikte kullanıldığında daha etkili oldukları rapor edilmiştir (McNamara 1977; Cangialosi 1984; Dellinger 1986; Galletto et al. 1990; Işcan et al. 1992).

Bite blokların sadece akrilikten yapılanları çiğneme kaslarının kuvvetinden yararlanırken, yay eklenen bite bloklar mekanik kuvvetten, mıknatıs eklenen bite bloklar ise mıknatısların itme kuvvetinden yararlanırlar (Dellinger 1986; Işcan et al. 1992).

Bite bloklar üst çenede intrüzyon etkisi yaratır, kondiller büyümeyi arttırırlar. Kondilin dik yöndeki büyüme artışı alt çeneye anterior rotasyon yaptırarak açık kapanışın düzelmesine yardımcı olur (Işcan et al. 1992; Kuster ve Ingervall 1992; Iscan and Sarisoy 1997). Akril bite bloklar free way space miktarından 3-4 mm daha yüksek olduğu için devamlı ısırma refleksi oluştururlar (Kiliaridis et al. 1990). Bu durumda kaslar uzar ve oklüzyona karşıt kuvvetler artabilir (McNamara et al. 2001).

Aktif Vertikal Düzenleyici (AVC) apareyi de posterior bite bloğunun bir tipidir. Mıknatıslar aracılığı ile alt ve üst dişler birbirine intrüzyon kuvveti uygular. Apareyin kalınlığının fazla olması nedeniyle hastalar kullanmakta zorlanmış, bazı hastalar ise çenelerini laterale kaydırmışlardır. Aparey, sonrasında yükseliği azaltılarak ve bukkal kaplamalar eklenerek modifiye edilmiştir. Fakat yapılan çalışmalarda AVC'lerin açık kapanış tedavisinde limitli etkiye sahip olduğu sonucuna varılmıştır (Cavanaugh ve Christiansen 2000).

#### 1.5.3.4.Fonksiyonel Aparey

Fonksiyonel apareyler posterior dişlerin sürmesini kontrol altında tutarak ön açık kapanışın kapanmasına yardımcı olurlar (Epker ve Fish 1977; Ngan ve Fields 1997; Fränkel ve Fränkel 1983).

Orofasiyal kasların postural aktivitesindeki bozukluktan kaynaklanan açık kapanışların tedavisinde Frankel IV (FR IV) apareyi kullanılarak o bölgedeki kasların düzenli çalışması sağlanmaya çalışılmıştır (Fränkel and Fränkel 1983). Bu apareyi kullanan hastalarda molar dişlerde intrüzyon görülmemiş fakat ramus uzunluğunun arttığı tespit edilmiştir. FR IV ve lip seal egzersizleri ile zararlı kas fonksiyonu elimine edilerek açık kapanışın stabil bir şekilde kapanması sağlanabilmiştir (Fränkel 1980; Fränkel ve Fränkel 1983). Erbay ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada FR IV apareyini kullanan hastalarda ön açık kapanışın alt çenenin anterior rotasyonu ile kapandığı bildirilmiştir (Erbay et al. 1995).

Açık kapanış aktivatörü artmış vertikal büyümesi olan ve alt çenesi posterior rotasyon yapmış iskeletsel Sınıf II hastalarda kullanılmıştır. Dilin interinsizal aralığa girmesini engeller, mandibula önde konumlanır ve mandibulanın vertikal büyümesinin kontrolü sağlanır (Rübendüz ve Altuğ 1997).

Bianatör apareyi açık kapanışın etiyolojik faktörü olan dili ön bölgeden uzaklaştırarak açık kapanışın düzelmesini sağlar. Üst molarların erüpsiyonunu engeller. Yapılan çalışmalarda yüz yüksekliğini azalttığı ve açık kapanışın ortalama 1,3 mm kapandığı bildirilmiştir (Weinbach ve Smith 1992).

#### 1.5.3.5.Vertikal Holding

Transpalatal arkın (TPA) akril pad eklenerek modifiye edilmiş şeklidir. Dil basıncından yararlanarak maksillar daimi birinci molarların vertikal yönde dentoalveolar gelişimini engeller (Wilson 1996; Ng at al. 2008).

#### 1.5.3.6.Thurow Apareyi

Premolarlar sürmeden önce high-pull headgear ile birlikte günde 12 saat kullanılan sadece maksillayı içeren akrilik splinttir. Posterior bölgenin vertikal gelişimini önleyerek, açık kapanış oluşmasını engeller. Headgear'ın kuvvet vektörü maksillanın direnç merkezinden geçmelidir. Akril plak daimi birinci molardan süt kanine kadar uzanır, kesici dişler serbest kalır (Thurow 1975; Stuani et al. 2005).

#### 1.5.3.7.Hızlı Molar İntrüzyon Apareyi

Hızlı molar intrüzyon apareyi (RMI) dik yön boyutu artmış iskeletsel maloklüzyonlarda posterior dişlerin erüpsiyonlarının engellenmesi ve/veya intrüzyonlarının sağlanması amacıyla kullanılır. Alt ve üst birinci molar dişlerin bukkalindeki tüplere uygulanan iki adet elastik modülü vardır. Hasta ağzını her kapattığında bu elastik modül esner ve her iki taraftada da yaklaşık 600-800 gr intrüzyon kuvveti oluşturur. Bu vertikal kuvvet molarların bukkal tipingine neden olacağı için lingual arklarla beraber kullanılmalıdır. Tedavi süresi ortalama 4-5 aydır.

Molar dişler intrüze edildiğinde alt çene anterior rotasyon yapar, mandibular düzlem açısı azalır. Bu aparey Sınıf I ve Sınıf II hastalar için uygunken Sınıf III

hastaların prognozunu daha kötüleştireceği için kullanılmamalıdır (Carano et al. 2005).

Aktürk ve arkadaşları RMI apareyini akrilik cap splinte ekleyerek modifiye etmişler ve Modifiye Hızlı Molar İntrüzyon Apareyini geliştirmişlerdir. Akrilik splintler üst çenede TPA, alt çenede lingual ark ile birbirlerine bağlanmıştır ve kuvvet her bir tarafta 550±50 gr olacak şekilde uygulanmıştır. Tedavi sonucunda overbite da önemli düzeyde artış elde edilmiştir (Aktürk ve Rübendiz 2019).

#### 1.5.3.8.Glossektomi

Büyük dil yani makroglossi genellikle açık kapanış etkenidir. Dil ve oral kavite arasında boyutsal bir uyuşmazlık varsa en iyi yaklaşım dilin boyutlarını cerrahi yolla küçültmektir ( Ingervall ve Schmoker 1990; Fröhlich et al. 1993).

### 1.5.4. Daimî Dişlenme Döneminde Tedavi

İskeletsel açık kapanışın tedavisi büyümesi devam eden hastalarda ve erişkin hastalarda farklıdır. Büyümesi devam eden hastalarda dik yön büyüme yönü değiştirilmeye çalışılır fakat erişkin hastalarda ise tedavi seçenekleri daha sınırlıdır (Lin et al. 2013).

#### 1.5.4.1.Çekimsiz Sabit Tedavi

Sabit mekanikler genellikle pubertal büyüme atılımından sonra kullanılır (Proffit et al. 2000).

Hafif düzeyde ön açık kapanışı olan vakalarda diş hareketinin izin verdiği ölçüde kamuflaj tedavisi yapılabilir. Bu dental bir düzeltme olup, iskelet yapısında değişme olmamaktadır (Lin et al. 2013).

Açık kapanış tedavisinde temel kural yüz yüksekliğini artırmamak ve posterior dişlerin ekstrüzyonundan kaçınmaktır. Arkları seviyelemekten kaçınmalı, spee eğrisi düzeltilmemelidir. Ark teli takıldığında ikinci molar dişlerde ekstrüzyon olacağı için bu dişler arka dahil edilmemelidir. Bu dişlerin arka dahil edilmesi gerekiyorsa tüp dişin oklüzal üçlüsüne yapıştırılmalı ya da ark teline gingivalde basamak olacak şekilde büküm verilmelidir (Pearson 1996).

Dişlerin braketlenmesi esnasında ön diş braketlerin daha gingivale yerleştirilmesi ile hafif düzeyde ön açık kapanış kapanması sağlanabilir (McLaughlin et al. 2001).

#### 1.5.4.2.Diş Çekimi

Ön açık kapanış vakalarında yer darlığı olmamasına rağmen, kapanışın derinleşmesini sağlayabilmek ve hastanın büyüme yönünü değiştirebilmek amacıyla diş çekimi uygulanabilir (Ülgen 1993). Çekim yapılmasında asıl hedef posterior dişlerin ekstrüze olmadan ön bölgeye doğru kayması ile alt çene ve palatinal düzlem arasındaki açının azaltılmasıdır.

Kesici dişlerin inklinasyonlarının azalmasına bağlı olarak oluşan rölatif ekstrüzyon sebebiyle ön açık kapanışın azalmasına 'Drawbride Etki', posterior dişlerin öne gelmesiyle birlikte oluşan kama etkisiyle ön açık kapanışın azalmasına 'Wedge Etki' denilmektedir (Cusimano et al. 1993).

Ön açık kapanış tedavisinde 4 premolar çekimi yaygın olarak uygulanmaktadır (Eberhart et al. 1990; Cusimano et al. 1993; Staggers 1994). Molarların ekstrüze olmadan öne taşınmasının mandibulanın anterior rotasyonuna sebep olacağı bazı araştırmacılar tarafından savunulsa da (Ricketts 1979; Ülgen 1993) yapılan çalışmalarda premolar çekiminin dikey boyutta ve yüz yüksekliğinde azalmaya neden olmadığı gösterilmiştir (Yamaguchi ve Nanda 1991; Staggers 1994; Kocadereli 1999; Taner et al. 1999;). Premolar çekiminde çoğu vakada çekim boşluğu anterior dişler tarafından kullanılmakta, açık kapanış kesici dişlerin eğim ve konumlarının değişmesi sonucu kapanmaktadır (Kaya ve Arman 2006).

Birinci molar dişlerin çekiminin endike olduğu durumlar yüz yüksekliğini azaltmada çok etkili olabilir. İkinci moların mezial hareketi alt çenenin anterior rotasyon yapmasına izin verir (Arvystas 1977; Ortial 1995; Vadena 1998; Arslan at al. 2007) . Bu durumda üçüncü molar dişlerin oklüzyonda kullanılabilecek olması çok önemlidir.

Kim' e göre (1987) açık kapanışa sahip bireylerde molarların diş aksları meziale devriktir. Bu eğimin düzeltilmesi oklüzal düzlemlerin birbirine yaklaşmasını sağlar. Doğru zamanda çekilen ikinci molar dişlerin çekim boşluğuna birinci molar itildiğinde bu dişlerin mezial eğimleri düzelmiş olur, kalan çekim boşluğu da süren

üçüncü molar diş ile kapanır. Birinci molar çekiminde ise, ikinci molar dişler çekim boşluğuna devrileceği için sarkan distal tüberkül kapanışın daha da açılmasına neden olabilir.

#### 1.5.4.3.Ekstrüzyon Arkı

Sadece sabit tedavi ile tedavi edilecek hafif ya da orta şiddetli ön açık kapanış vakalarında posterior dişlerin intrüzyonunun yanında anterior dişlerin ekstrüzyonu ile de problem çözülebilir. Endikasyona karar verirken hastanın gülüş estetiği de göz önünde bulundurulmalıdır. Keser görünümü artmış ya da gummy smile olgularında anterior diş ekstrüzyonundan kaçınılmalıdır.

Isaacson ve arkadaşları (2001) tarafından geliştirilen ekstrüzyon arkı, anterior dişleri ekstrüze etmek isterken, molarları intrüze etmeye çalışır. Asimetrik 'V bend' biyomekanik prensiplerine göre çalışan ekstrüzyon arkları molar dişlerin meziale eğilmesine sebep olur. Geliştirilmelerindeki asıl amaç ters eğimli ark tekniklerinde kullanılan intermaksiller elastik kullanımına bağlı hasta kooperasyonunun elimine edilmesidir.

Ark tellerine step up, step down bükümler verilerek ya da anterior dişlerin intrüzyon arkları ters çevrilerek de anterior dişlerde ekstrüzyon sağlanabilir. Molar dişlerde devrilme yaptıkları için high-pull headgear ile birlikte kullanılması önerilmiştir (Nanda et al. 1998).

#### 1.5.4.4.Multiloop Edgewise Ark Teli Tekniği

Kim tarafından geliştirilen bu teknikte 0.016'' x 0.022'' inç paslanmaz çelik ark teli ile ağır anterior elastikler kombine kullanılır. Lateral ve molar diş arasında her diş arasına bükülen looplar ile telin elastikiyeti arttırılarak yatay ve dikey yönde kontrol sağlanmaktadır. Looplara tip back bükümleri verilerek üst arkta aşırı spee eğrisi, alt arkta ters spee eğrisi oluşturulmaktadır. Kanin dişlerin mezialindeki looplardan karşı taraftaki kaninlere uzanan dikey lastikler uygulanır. Molar dişlerde intrüzyon, anteriorda ise keser ekstrüzyonu yaparak açık kapanışın düzeltilmesi sağlanır. Yapılan çalışmalarda Multiloop Edgewise Ark Teli Tekniğinin (MEAW) iskeletsel yapı üzerine etkisinin minimal olduğu gösterilmiştir (Kim 1987; Kim et al. 2000).

Düzelme daha çok keser dişlerdeki uzamadan kaynaklandığı için relaps göz önünde bulundurulmalıdır (Graber et al. 1994).

Bu teknik ile oklüzal düzlem eğimi düzeltilir ve molar dişler dikleştirilir, böylece açık kapanış düzeltilir. Birinci molar dişlerin dikleşmesine engel olabileceği için ikinci veya üçüncü molar dişlerin çekimi düşünülebilir (Kim et al. 2000).

Enacar ve arkadaşları (1996) MEAW tekniğinin yerine uygulanması daha kolay ve hızlı olan bir yöntem geliştirmişlerdir. Çoklu looplu çelik arklar yerine üst çenede arttırılmış speeli, alt çenede tersine speeli 0,016'' x 0,022'' inç Ni-Ti ark telleri kullanmışlardır. Kaninler bölgesinde intermaksiller vertikal elastik kullanılmaya devam edilmiştir. Kim' in çalışmasına benzer sonuçlar elde etmelerinin yanında kolaylık, hijyen ve zaman tasarrufu gibi avantajlar elde ettiklerini belirtmişlerdir.

#### 1.5.4.5.Ortognatik Cerrahi

Şiddetli iskeletsel problemlerin ortodontik kamuflaj yöntemi ile düzeltilmesi hem çok zordur hem de fizyolojik sınırlar zorlandığı için relaps olasılığı artmaktadır. Büyüme ve gelişimi tamamlanmış, vertikal yüz boyutları artmış şiddetli iskeletsel ön açık kapanış vakalarının tedavisinde ortognatik cerrahi tercih edilmektedir (Kaya ve Arman 2006).

Her bireydeki maloklüzyon farklı özellikler göstermesine rağmen ön açık kapanış tedavisinde altın standart olarak kabul edilen tedavi üst çenedeki artmış vertikal boyutu düzeltmek için Lefort 1 osteotomisi ile üst çenenin gömülmesi, alt çeneye anterior rotasyon yaptırılması ve çene ucu genioplastisinin yapılmasıdır (Brammer at al. 1980; Sherwood et al.2002; Kaya ve Arman 2006; Ghafari ve Haddad 2013; Alsafadi et al. 2016). Üst çenenin gömüldüğü ameliyatlarda relaps riski çok azdır (Denison at al. 1989; Espeland et al. 2008). Bu yüzden araştırmacılar alt çene rotasyonu sağlayan cerrahi işlemin stabil olması için üst çenede Lefort I osteotomisi ile gömme işlemi uygulanmasını tavsiye etmektedirler (Brammer at al. 1980).

Dilin büyüklüğü ve pozisyonu da iskeletsel ve dental yapıyı etkilemektedir. Makroglossi mandibular prognatizmin ve açık kapanışın etiyolojik faktörleri arasındadır (Miyawaki et al. 2000). Dilin cerrahi yöntemler ile küçültülmesi sonrasında

açık kapanış tedavisinden olumlu sonuç alındığına dair veriler vardır (Ball ve Horrocks 1995; Hotokezaka et al. 2001; Kawakami et al. 2005).

Her ne kadar ön açık kapanışın ideal tedavisi ortognatik cerrahi olsa da ameliyat sırasında cerrahi belirsizlik vardır ve işlem sonrası dönemde ağrı, morarma, his kaybı, enfeksiyon ve şişlik görülür (Kim ve Park 2007; Deguchi et al. 2011; Cousley 2014). Bu risklerin yanı sıra ameliyatın maliyetinin çok olması ve büyümenin tamamlanmasına kadar tedavinin geciktirilmesi alternatif tedavi arayışlarına neden olmuştur ( Cousley 2014; Alsafadi et al. 2016; Krishnaswamy 2018).

#### 1.5.4.6.İskeletsel Ankraj

İskeletsel açık kapanış tedavisinde asıl amaç overbite ı arttırmaktır. Ekstrüzyon hareketi, intrüzyon hareketine göre daha az stabildir ve nüks daha çok görülmektedir (Sherwood et al. 2002; Reichert et al. 2014; Alsafadi et al. 2016). Posterior segmentlerin aşırı büyümesi ya da supraerüpte dişlerin varlığı nedeniyle oluşan artmış vertikal boyutu çözmenin en doğru yolu ise posterior dişlerin intrüzyonudur (Uribe et al. 2015). Posterior dişlerin intrüze edilmesi ile alt çenede saat yönünün tersinde rotasyon oluşarak kapanışın artması sağlanır ( Shellhart et al. 1996; Lin et al. 2013). Molar dişlerin 1 mm intrüzyonu, alt çenenin anterior rotasyon yapmasına ve bite ın 3 mm kapanmasına neden olmaktadır (Kuhn 1968).

Ortodontistler için çok zor olan posterior intrüzyon, GAA' ların yaygınlaşmasıyla daha uygulanabilir hale gelmiştir ve popülerliği gün geçtikçe artmaktadır (Costa et al. 1998; Sherwood et al. 2002; Park et al. 2004). Sistemik bir dermeye göre GAA' ların başarı oranı %70-100 arasında değişmekle beraber maksillada daha yüksek başarı göstermektedirler (Chen et al. 2009; Kuroda ve Tanaka 2011).

GAA' ların başarısız olması, yutulması ya da inhilasyonu, komşu doku veya yumuşak dokuda hasar oluşturması ve periimplantitis gibi dezavantajları vardır (Roncone 2011). GAA' ların başarısızlığı ise düşük kaliteli kemiğe yerleştirilmesi, uygun olmayan uzunluk ve eğimde implant seçilmesi, primer stabilitenin az olması, yerleştirilmeden hemen sonra aşırı yükleme yapılması, tork kırılması ve enfeksiyon ile ilişkilendirilmiştir (Roncone 2011; Ghafari ve Haddad 2013).

İskeletsel ankraj amacıyla implantlar, mini vidalar ve mini plaklar kullanılmaktadır (Prosterman et al. 1995).

#### 1.5.4.6.1. Dental İmplantlar

Bonetti ve arkadaşları osseointegre dental implantlar üzerine ekledikleri sabit intrüzyon mekanikleri ile molar intrüzyonu başta olmak üzere belirli bazı diş hareketlerini başarılı bir şekilde gerçekleştirmişlerdir (Bonetti et al. 2008).

Dental implantlar kullanımının zorluğu, pahalı olması ve bekleme süresinin uzun olması nedeniyle günümüzde tercih edilmemektedirler (Ödman et al. 1988; Shapiro ve Kokich 1988; Prosterman et al. 1995).

#### 1.5.4.6.2. Mini Vida

Mini vidalar diğer iskeletsel ankraj yöntemlerine göre daha ekonomik olması, yerleştirilmesinin daha kolay olması, uygulama sırasında ve sonrasında daha az ağrı, daha az memnuniyetsizlik oluşturması ve hijyeninin daha kolay sağlanması nedeniyle sıklıkla kullanılmaktadır (Costa et al. 1998; Lee 2001; Sugawara et al. 2002; Park et al. 2004; Kuroda et al. 2007).

Günümüzde ticari olarak satılan mini vidaların birçok farklı şekil, çap, uzunluk ve yüzey şekilleri vardır. Paslanmaz çelik veya titanyumdan yapılabilirler. Self-tapping ya da self-drilling özelliklerine sahiptirler. Self-tapping mini vidalar yerleştirilmeden önce mukozanın ve kemiğin delinmesi gerekmektedir çünkü yuvarlak bir uçları vardır ve kesme kapasiteleri yoktur. Self-drilling mini vidaların ise uçları ince ve keskindir, kemik içinde kendi yollarını bulabilirler bu yüzden kendinden önce kemiğin delinmesine gerek yoktur. Mini vidaların uzunluğu genellikle 4 mm ve 12 mm arasında, çapları ise 1.2 mm ve 2.0 mm arasında değişmektedir. İnterradiküler mini vidalar genellikle köklerin yaralanma riskini azaltmak için daha küçüktür. Ekstra alveolar mini vidalar ise daha uzundur (10, 12, 14, 17 mm) (Almeida 2020).

Primer stabilite mini vidaların mekanik retansiyonunu ifade eder ve ilk yerleştirildikleri zamanki stabilitesini gösterir. Primer stabilite implant morfolojisi, vida yivlerinin sayısı, yivlerin uzunluğu ve şekli, kortikal kemiğin yoğunluğu ve kalınlığı, vidanın yerleştirme tekniği gibi birçok faktöre bağlıdır. Lemieux ve arkadaşları (Lemieux et al. 2011) daha uzun mini vidaların mükemmel ankraj sağladığını ve yüksek primer stabilite gösterdiklerini bildirmiştir. Bunun yanında uzun mini vidaların komşu dokulara zarar verme risklerinin arttığını da bildirmiştir. Sekonder

stabilite ise mini vidanın çevre dokular ile uyumu ve kaynaşması ile ilgilidir. Vida yüzeyi, kemiğin karakteristiği ve kemik döngüsünün hızına bağlı olarak değişmektedir. Sekonder stabiliteyi arttırmak için periyodik olarak oluşan mikro hareketlerin önlenmesi gerekmektedir. Artan hareket döngüsü nedeniyle rezorbsiyon meydana gelmekte ve fibröz bir kapsül oluşmaktadır. Vida uygulanmasını takip eden eden dönemde primer stabilite zamanla azalma gösterirken, sekonder stabilite artar. Stabiliteyi belirleyen temel faktör ise primer ve sekonder stabilitenin ortalamasıdır (Proffit 2013).

Mini vida ile molar intrüzyonu yapılmasına ait sınırlı çalışma mevcuttur ve bunlar genellikle olgu sunumu şeklindedir (Umemori et al. 1999; Kuroda et al. 2007; Takano-Yamamoto ve Kuroda 2007; Xun et al. 2007; Park et al. 2008).

Park ve arkadaşları (2004, 2006) sundukları olgu raporlarında Sınıf 2 ön açık kapanışlı hastalara bukkal bölgeye mini vida yerleştirmişler ve molar dişlerin bukkale devrilmesinin engellenmesi için de palatinal bölgede transpalatal ark kullanmışlardır. Çalışmanın sonunda ön açık kapanış 3 mm kapanmış, mandibular ve maksiller molar intrüzyonu ile birlikte mandibulada otorotasyon sağlanmıştır.

Kuroda ve arkadaşları (2004) üstte zigomatik, altta bukkal kortikal bölgede 2.3 mm x 14 mm boyutunda titanyum mini vidalar ile molar intrüzyonu gerçekleştirmişler, 6 ay sonunda 6 mm açık kapanış düzeltilmiş, mandibula anterior rotasyon yapmıştır.

Yao ve arkadaşları (2005) 22 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada hem bukkale hem de palatinale mini vida yerleştirmişler ve birinci molar dişte ortalama 3-4 mm, ikinci molar dişte ortalama 1-2 mm intrüzyon sağlamışlardır.

Lin ve arkadaşları (2006) sundukları vaka raporlarında üst birinci molar distali ve ikinci molar distalinde bukkal bölgeye yerleştirdikleri iki mini vidanın yanında palatinalde paramedian bölgeye bir mini vida uygulayarak molar intrüzyonu gerçekleştirmişlerdir.

Xun ve arkadaşları (2007) 12 hasta ile yaptıkları klinik çalışmada maksillada midpalatal sutura, mandibulada birinci ve ikinci molar dişlerin bukkal kortikal bölgesine mini vida yerleştirilmiş ve molar intrüzyonu için yeterli ankraj sağladıklarını bildirmişlerdir.

Takano-Yamamato ve Kuroda (2007) yayınladıkları olgu raporunda mini vida desteği ile başarılı bir şekilde molar intrüzyonu gerçekleştirmişlerdir. Üste zigomatik bölgeye altta ise birinci ve ikinci molar dişler arasındaki kortikal bölgeye yerleştirdikleri mini vidalarla molar dişlerde ortalama 3 mm intrüzyon elde etmişlerdir.

Park ve arkadaşları (2008) bir olgu raporunda üstte birinci ve ikinci premolar ve birinci ve ikinci molar dişler arası kortikal bölgede 2 mm x 8 mm boyutundaki mini vidalar ile diş başına 150-200 gr kuvvet uygulayarak molar intrüzyonu elde ettiklerini belirtmişlerdir.

Melo ve arkadaşları (2008) bukkal kortikal kemiğe uyguladıkları mini vidadan, palatinal bölgedeki transpalatal arka elastik zincir uygulayarak 4 ayda molar intrüzyonu elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Wilmes ve arkadaşları (2013) üst molar intrüzyonu için anterior palatin kemiğin orta hattına iki adet mini vida yerleştirmişler 'mousetrap' ismini verdikleri aparey ile üst molar intrüzyonu gerçekleştirmişlerdir. Molarların palatinal yönde devrilmesini engellemek için palatinal bölgede TPA uygulanmıştır. Vidaların üzerine oturan plaktan molar diş bölgesindeki TPA' ya 0.17'' x 0.25'' ark teli ya da 0.32'' kalınlığında paslanmaz çelik teli uzatmışlardır. Uzanan pasif telin distal ucu molar dişin direnç merkezinden geçecek şekilde konumlandırılmıştır. Tel aktif haldeyken, TPA ya bağlanmış ve molar dişlerin intrüzyonu sağlanmıştır.

Wilmes ve arkadaşları (2018) 'mousetrap' aygıtında uyguladıkları TPA' yı hasta konforunu azaltması sebebiyle apareyden çıkarmışlar ve 'mini-mousetrap' apareyini geliştirmişlerdir. Anterior palatin bölgeye uyguladıkları mini vidalardan destek alan plaktan, üst birinci molar dişlerin oklüzal yüzeyine uzanan 0.32'' tel ile molar dişlerde intrüzyon sağlamışlardır.

Maksillar posterior dişlerin intrüzyonu amacıyla midpalatinal bölgeye uygulanan mini vida ve TPA'yı birlikte ilk defa Paik ve arkadaşları (2003) kullanmışlardır ve üst molar intrüzyonunu başarılı bir şekilde gerçekleştirmişlerdir. Kim' in (2020) sunduğu vaka raporunda midpalatinal bölgeye bir adet mini vida yapılmış, dişler braketlenmiş ve üst birinci molar dişler arasına TPA yerleştirilmiştir. Mini vidadan TPA üzerinde oluşturulan kancalara zincir elastik asılmış ve intrüzyon hareketi yapılmaya çalışılmıştır. Palatinale devrilmeyi önlemek için bukkal kök torku verilmiş 0.019'' x 0.025'' SS ark teli uygulanmıştır. Ön bölgede ise lateral dişlerin distaline

L looplar bükülmüş ve buradan 3/16 (6 oz) up-and-down elastik kullandırılmıştır. Tedavi sonunda açık kapanış kapanmıştır fakat molar intrüzyonundan çok ön dişlerin ekstrüzyonuyla problem çözülmüştür. Ayrıca bu yöntemde daha doğru yönde kuvvet verilebilmesi için damak kubbesinin derinliği fazla olmalıdır.

Litaratürde mini vidalarla çeşitli bölgelerden ankraj alınarak üst molar intrüzyonu başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Genellikle bukkalde interradiküler bölge mini vida yerleşimi için tercih edilmiştir. Fakat kökler arasında vidanın yerleşimi için yeterli düzeyde güvenli yer olamaması (Poggio et al. 2006; Kim et al. 2009; Ludwig et al. 2011), dişlerin köklerine zarar verme olasılığı, diş hareketlerinin daha kısıtlı olması ve intrüzyon hareketi oluşurken diş köklerinin mini vidaya teması sonucu kök yüzeyinde yaralanma ve intrüzyon hareketinin durması (Maino et al. 2007; Kadioglu et al. 2008) gibi sebepler nedeniyle alternatif bölgeler kullanılmıştır.

İnterradikuler bölgede osseointegre implantların kullanımında yüksek başarı oranı (%86.5) bulunmuştur (Reynders 2013). Fakat bu bölgedeki mini vidaların diş hareketine engel olma ihtimalleri vardır. Bu yüzden ekstra alveolar ankraj konsepti geliştirilmiştir (Chang et al. 2015). Bu konseptte mandibular bukkal shelf (MBS) bölgesine uygulanan paslanmaz çelik (SS) mini vidalarda yüksek (%93) başarı oranı bulunmuştur ve maloklüzyon başarılı bir şekilde tedavi edilmiştir. MBS bölgesi için tasarlanan mini vidalar aynı zamanda üst çenede IZC' de ve mandibular ramusta da kullanılabilmektedir. Bu vidaların MBS ve IZC bölgesinde 2 x 12 mm boyutunda olanların kullanılması önerilirken, mandibular ramus bölgesinde 2 x 14 mm boyutunda olanların kullanılması önerilmiştir (Chang et al. 2020).

IZC bölgesinin alveolar bölgeden uzakta olması, diş hareketlerine izin vermesi, daha kompakt yapıda kortikal kemiğe sahip olması ve maksillada en iyi kemik kapasitesine sahip olan yer olması nedeniyle iskeletsel ankraj uygulamalarında tercih edilmektedir (Vanarsdall 1994; Miyawaki et al. 2003; Poggio et al. 2006; Chen et al. 2008; Kim et al. 2009; Ludwig et al. 2011; Lin et al. 2013). Bu bölgede kortikal kemiğin kalın olması nedeniyle uygulanan mini vidaların primer stabilitesi iyidir (Liou et al. 2004). Fakat yapılan bir çalışmada IZC bölgesine uygulanan klasik mini vidaların stabilitesinin, interradiküler bölgeye uygulanan mini vidalardan daha düşük olduğu bildirilmiştir (Uribe et al. 2015). Başarı oranının düşük olması zayıf oral

hijyen, kemik kalınlığının yetersiz olması, vidanın yerleştirilme açısı ve şekli gibi birçok faktöre bağlı olmasının yanı sıra IZC mini vidalarının yapışık dişetinde değil, hareketli mukozada bulunması başarısızlığı arttırır ve yumuşak doku yaralanmasına neden olur (Cheng et al. 2004; Tsaousidis ve Bauss 2008). Çalışmalar mini vidayı çevreleyen yumuşak dokunun enflamasyonunun başarısızlık oranını %30 arttırdığını göstermiştir (Yamaguchi et al. 2012).

IZC kemik vidaları maksillanın posteriorunda ekstraradiküler ankraj için yeni bir yaklaşımdır. Vida posterior alveolar proçesin lateralinde, birinci ve ikinci maksillar molar dişlerin kökleri arasında konumlanır. Oral hijyenin sağlanabilmesi ve yumuşak doku irritasyonunun engelleyebilmesi için vida başı yumuşak dokudan 5 mm uzaktadır (Chang et al. 2020). Uygulanmasının ardından 300-350 gr yükleme yapılabilir (Jacobson 2008; Lin ve Roberts 2014).

IZC mini vidaları titanyum alaşım (Ti-6Al-4V) ya da SS' ten yapılmaktadırlar. Park ve arkadaşları (Park et al. 2006) titanyum alaşımın kullanımını önerirken, Chang ve arkadaşları (2011, 2016) kırılmaya karşı direnç sağlayan yüksek elastikiyet modülü nedeniyle paslanmaz çelik vidaların kullanımını önermiştir. Vidanın molar dişlerin köklerine paralel yerleştirilmesi kortikal kemik ile temas yüzeyini arttırdığı için stabilitesini artırır, ayrıca kökle temas etme ihtimalini düşürür. Son yapılan çalışmalarda IZC mini vidaların başarı oranının %93.7 - %96.7 arasında değiştiği belirtilmiştir (Jia et al. 2018; Chang at al. 2019).

IZC mini vidalarının uygulanma şekli şöyledir;

1. Mini vida, IZC bölgesinin yeri palpasyon ile belirlendikten sonra (yetişkinlerde maksiller birinci molar ve ikinci molar dişlerin bukkal kökleri arasında, genç hastalarda ise daha anteriorda, birinci molar ve ikinci premolar kökleri arasında konumlanır), mukogingival birleşim yerinden kemiğe $90^{o}$ açıda olacak şekilde konumlandırılır.
2. Vidanın ucu 1 mm kortikal kemik içine penetre olduktan sonra vida oklüzal düzlem ile 60 ile 70 derece arasında açı yapacak şekilde aşağıya döndürülür.
3. Final pozisyonunda vida başı yumuşak dokudan 5 mm uzakta kalır.

IZC – MBS mini vidaları klasik mini vidalardan ayıran bazı özellikler mevcuttur. Klasik mini vidalar genellikle 6-12 mm arasında uzunluğa, 1.3-2 mm arasında

çapa sahiptirler, fakat IZC – MBS mini vidaları nispeten daha uzun (10-14 mm) ve minimum 2 mm çapa sahiptirler. Klasik mini vidalar çeşitli başlıklara sahiptirler fakat IZC-MBS vidaları genellikle mantar başlıklıdır. Piyasadaki hemen hemen her mini vida titanyum alaşımdan üretilmişken, IZC – MBS vidaları genellikle paslanmaz çelikten üretilmişlerdir. Bu vidalar daha dens kemiğe yerleştirildikleri için titanyum yerine kırılma direnci daha fazla olan paslanmaz çelik tercih edilmiştir. Fakat piyasada titanyum alaşım olan IZC – MBS vidalar da vardır (Ghosh 2018). IZC-MBS vidaları dünyada genellikle SS tercih edilse de Almedia titanyumdan yapılmış vidaları Brezilya kiti (Morelli, Sorocaba, SP, Brezilya) ile birlikte başarıyla kullanmıştır. Bu kitin içinde bir yerleştirici, uzun blade ve bir punch bulunur. Vidayı uygulamadan önce kortikal kemikte delgi ile küçük bir delik açarak, vidanın yerleştirilme sırasında kırılmasının önüne geçmektedir (Almeida 2020).

IZC-MBS vidaları klasik mini vidaların yaptığı hemen hemen her işi yapabilir. Molar dişin dikleştirilmesi, segmental ve tam ark distalizasyonu, tek diş intrüzyonu, protraksiyon, retraksiyon, ekspansiyon ve diğer ankraj ihtiyaçları için kullanılabilir. Fakat özellikle kullanıldığı yer; Sınıf II ve Sınıf III kamuflaj tadavisinde full ark distalizasyonunun yapılmasıdır (Ghosh 2018).

Erişkinlerde tam ünite Sınıf II maloklüzyonu düzeltmek geleneksel mekaniklerle oldukça zordur. IZC mini vidaları bukkal segmentin rektrakte edilerek çapraşıklığın çözülmesinde ve tüm maksiller arkın distalize edilmesinde idealdir (Chang et al. 2018).

Maksiller kanin dişler 3. molar dişlerden sonra en fazla gömülü kalan dişlerdir (Katsumi et al. 2016). 8-10 yaşları arasındaki pozisyon değişiklikleri sıklıkla gömülü kalma potansiyelini gösterirken, bu dişlerin ideal tedavisi geç karma dişlenme ya da erken daimi dişlenme dönemidir (Tsolakis et al. 2018). Maksiller kaninin kendiliğinden sürmesi mümkün değilse, transpoze olsa bile, ortodontik müdahale ile dişin sürdürülmesi çekimden daha ideal bir tedavi yöntemidir (Hsu et al. 2016). IZC vidasınında ankraj alınarak, komşu dişlere dokunmadan, kompleks mekanikler kurulup, dişin sürdürülmesi sağlanabilir.

IZC mini vidaları uygun açıyla yerleştirilmediklerinde diş köklerinde travmaya neden olabilirler. Hareketli mukozaya yerleştirilmesi mukoza tahrişlerine ve ülserasyonlara neden olabilir. Özellikle maksillar sinüsün sarktığı durumlarda ya da

birinci molar bölgesine yerleştirildiklerinde maksillar sinüs perforasyonuna neden olabilirler (Sandeep ve Katheesa 2020). 2 mm sinüs perforasyonları kendiliğinden iyileşeceğinden, ortodontik tedaviye devam edilebilir (Brånemark et al. 1984; Reiser et al. 2001).

#### 1.5.4.6.3. Mini Plak

Ortodontik mini plaklar baş, kol ve gövde olmak üzere 3 kısımdan oluşmaktadır. Baş kısmı ortodontik kuvvet ataçmanının bağlandığı bölgesi, gövde kısmı periost altına yerleştirilen bölgesi, kol kısmı ise baş ve gövde kısmını birbirine bağlayan bölgesidir. Gövde kısımları kullanılacak anatomik bölge ve tedavi gereksinimine göre değişen I, T, Y ve L şeklinde değişen konfigürasyonlara sahiptir. Ayrıca kısa (10.5 mm), orta (13.5mm) ve uzun (16.5 mm) olmak üzere 3 farklı boyutu bulunmaktadır. Gövde kısmı yerleştirilecek bölgeye uygun şekilde bükülerek uyumlanıp, 2 ya da 3 monokortikal mini vida ile kemiğe sabitlenirler (Akan ve Kocadereli 2013).

İskeletsel ankraj apareyleri içerisinde stabilitesi en iyi olan mini plaklardır. Schatzle ve arkadaşlarının yaptıkları araştırmada mini plaklarda ortalama %7.3, palatal implantlarda %10.5 ve mini vidalarda ise %16.4 kayıp oranı bildirmiştir (Schätzle et al. 2009).

Mini plaklara uygulanan kuvvet doğrudan fiksasyon vidalarına iletildiğinden plak stabilitesi vidaların stabilitesi ile doğrudan ilişkilidir. Bu nedenle plak stabilitesi vidaların yerleştirilme tekniği, kortikal kemik kalınlığı, uygulanan kuvvet, kuvvetin yönü, plakların şekli, fiksasyon vidalarının sayısı ve uzunluğu, hastanın ağız hijyeni gibi birçok faktörden etkilenmektedir (Choi et al. Kim 2005; Veziroglu et al. 2008; Huang et al. 2012).

Plak şekillerini karşılaştıran çalışmalarda en yüksek basınç alan plak şeklinin I olduğu, en az basıncın ise T şekilli plaklarda toplandığı bulunmuştur. T ve Y şekilli plaklardaki simetrik parçaların oluşan basıncı azalttığı bildirilmiştir. Ayrıca plağı sabitleyen vida sayısı arttıkça vida stabilitesinin de arttığı bildirilmiştir. Kortikal kemik kalınlığı arttıkça ve uygulanan kuvvet azaldıkça basınç birikimi azalmış ve plak stabilitesi artmıştır (Veziroglu et al. 2008; Huang et al. 2012). Basınç dağılımını azaltmak ve tutuculuğu arttırmak için mini plağın gövde tasarımına dikenler

eklenmiş ve bu yöntemin vidalarda daha az basınç birikimi sağladığı bildirilmiştir (Nalbantgil et al. 2012).

Mini plaklar, lokal anestezi altında mukoperiostal flep kaldırılarak açığa çıkarılan kortikal kemiğe yerleştirilir ve monokortikal kendinden dirilli mini vidalar ile fiksasyonu yapılır (Kim et al. 2005; Cornelis et al. 2008). Plağın baş kısmı yapışık diş etinden ağza açılmalıdır. Yumuşak dokunun iyileşmesini takiben 2-3 gün içinde kuvvet uygulanabilir. Kemikte oluşan inflamasyon 2-3 hafta sürebileceği için başta hafif kuvvetler tercih edilmeli, 1 ayın sonunda verilmek istenen kuvvet verilmelidir (Thébault et al. 2011).

Mini plaklar iskeletsel ankraj amacıyla ilk defa Jenner ve Fitzpatrick (1985) tarafından kullanılmıştır. Açık kapanış tedavisi için ise ilk defa Umemori ve arkadaşları alt molar intrüzyonu için L şeklinde plakları kullanmışlar ve bu plakları 'İskelet Ankraj Sistemi' (The Sketal Anchorage System-SAS) olarak adlandırmışlardır. Çalışmanın sonunda alt molar dişlerde 3-5 mm arasında intrüzyon gerçekleştiği, alt çenenin anterior rotasyon yaptığı ve total yüz yüksekliğinin azaldığı bildirilmiştir (Umemori et al. 1999).

Erverdi ve arkadaşları (2002; 2004) zigomatik buttress bölgesinin iskeletsel ankraj için uygun bir bölge olduğunu, bu bölgeden ankraj alınarak posterior segmentin başarılı bir şekilde gömülebildiğini bildirmişlerdir.

Erverdi ve arkadaşları (2004) ön açık kapanışa sahip 10 bireyde yaptıkları çalışmada zigoma plaklarından ankraj alarak 5 ayda maksillar posterior dişlerin 2.6 mm intrüzyonunu sağlamışlardır. 3.7 mm açık kapanışın düzeltimi sağlanmış, mandibula 2 derece anterior rotasyon yapmıştır.

Erverdi ve arkadaşları (2007) ön açık kapanışa sahip 11 bireyde 9.6 ayda zigomatik plak ankrajına bağlanan akrilik splintler yardımıyla maksiller posterior dişlerin 3.6 mm intrüzyonunu ve ön açık kapanışın 5.1 mm azaldığını bildirmişlerdir.

Seres ve arkadaşları (2009) şiddetli ön açık kapanışa sahip 7 hastada zigomatik plak ankrajı ile maksiller posterior dişlerin intrüzyonunu sağlamış ve mandibulanın 3.1 derece anterior rotasyon yaparak, ön açık kapanışın tedavi edildiğini bildirmişlerdir.

İntrüziv kuvvetlerin tek taraftan uygulandığı sistemlerde oluşan momentler dengelenmediğinde dişlerde kuvvetin uygulandığı tarafa devrilmeler meydana

gelir. Zigomadan destek alınan intrüzyon sistemlerinde dişlerin bukkale devrilmemesi için yeterli rijitideye sahip telden bükülen transpalatal arklar kulanılabilir. Bu arklar intrüzyon sebebiyle ileride dokuya gömülmemesi için damaktan 2-3 mm uzaktan geçecek şekilde uygulanmalıdır (Erverdi et al. 2006, 2007).

#### 1.5.4.7. Kortikomi Destekli Molar İntrüzyonu

Kortikomi kemiğin medullar damar ve periostunun sağlam bırakılarak sadece korteksin kesildiği kemik cerrahisidir (Hao 2011).

Köle'ye (1959) göre kortikal kemik ortodontik diş hareketlerine en fazla direnç gösteren kısımdır. Dişlere hareket vermeden önce diş kökleri çevresindeki bukkal ve palatinal bölgede kortikomi uygulanmasının diş hareketini hızlandırdığını aynı zamanda kök rezorbsiyon riskini azalttığını bildirmiştir.

Kanno ve arkadaşları (2007) kortikomi ve distraksiyon osteogenezisi temeline dayanan kompresyon osteogenezisi ile molar diş ve çevresini blok halinde gömerek ön açık kapanışı başaralı bir şekilde tedavi etmiştir.

Litaratürde iskeletsel ankraj mekanikleri ile molar intrüzyonu yapılırken tedavi sürecini hızlandırmak ve ankraj gereksinimini azaltmak için kortikomi işlemi yapılan birçok çalışma mevcuttur (Chung et al. 2001; Oliveira et al. 2008; Tuncer et al. 2008).

Tuncer ve arkadaşları (2008) yaptıkları bir çalışmada tek aşamalı kortikomi destekli zigomatik ankraj ile molar intrüzyonunu daha kısa sürede ve daha az komplikasyonla gerçekleştiğini bildirmişlerdir.

Grenga ve arkadaşları (2013) sundukları vaka raporunda overerüpte üst birinci molar dişin kökleri çevresinde piezoelektirik cihazla kortikotomi uygulamışlar ve iskeletsel ankraj kullanarak dişin intrüzyonunu hızlı bir şekilde gerçekleştirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda ultrasonik piezo cerrahi ile yapılan kortikotomilerin diğer yöntemlere göre daha güvenilir olduğunu ve daha az kemik travmasına neden olduğunu bildirmişlerdir.

## 1.6. Ön Açık Kapanış Tedavisi Sonrası Stabilite ve Relaps

Ön açık kapanış maloklüzyonları ve tedavi sonuçlarının stabilitesi ortodontistler için temel sorundur. Tedavi sonucunda elde edilen sonucun korunabilmesi için

önemli olan şey ön açık kapanışa neden olan etkenin elimine edilmesidir. Tedavi sonrasında oluşan relaps dil postürü, büyüme paterni, cerrahi sonrası fragmanların stabilizasyonu, üst molar dişlerin ekstrüzyonu ve yüz yüksekliğinin artması ile ilişkilidir (Greenlee et al. 2011)

Bir sistemik derleme ve meta-analiz çalışmasında ön açık kapanışın cerrahi ve cerrahi olmayan tedavilerinin stabilitesi karşılaştırılmıştır. Cerrahi tedaviler maksiller gömme ve bilateral sagittal split osteotomisi ile yapılmıştır. Cerrahi olmayan tedaviler ise reverse curve arklarla elastiklerin birlikte kullanımı, diş çekimi, headgear, fonksiyonel apareyler ile yapılmıştır. Tedavi sonunda cerrahi grupta ve cerrahi olmayan grupta bite ortalama 4 mm kapanmıştır. 12 ay sonra yapılan kontrollerde cerrahi grupta 0.3 mm, cerrahi olmayan grupta ise 0.8 mm nüks görülmüştür. Cerrahi olmayan gruptaki nüksün nedeninin büyümenin devam etmesi nedeniyle olabileceği düşünülmüştür. Sonuç olarak her iki grupta da nüks görülmektedir fakat cerrahi ile %82, cerrahi olmayan tedavilerle %75 stabilite sağlanmıştır. Aynı çalışma içinde çekimli ve çekimsiz konvansiyonel ortodontik çalışma karşılaştırılmış ve çekimli tedavilerde uzun dönem stabilitenin daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır. İncelemeye sonradan mini plaklar ile yapılan bir çalışma daha eklenmiştir ve overbite ortalaması -2.23 mm olan açık kapanış hastalarının bite ı ortalama 4 mm düzeltilmiştir. 12 ayın sonunda 0.35 mm nüks gözlenmiştir (Greenlee et al. 2011).

Ön açık kapanışın zigomatik buttreese yapılan mini plak ile tedavi edildiği bir çalışmada bütün hastalardan 4 premolar çekilmiş, üst birinci molar dişler ortalama 3.04 mm intrüze edilmiş ve retansiyon apareyi olarak Hawley kullanmışlardır. Bir yıl sonra üst molar intrüzyonunda %10.20, overbite da %8.19 relaps görülmüştür. Dört yıl sonunda molarlarda görülen relaps %13.37, overbite da görülen relaps %11.18 olmuştur. Dört yılın sonunda ise %86 dan fazla stabilite sağlandığı bildirilmiştir (Marzouk ve Kassem 2016).

Sugawara ve arkadaşlarının (2002) yaptıkları çalışmada üst molar dişlerde yapılan intrüzyondan bir yıl sonra birinci molar dişlerin %27.2 ikinci molar dişlerin %30.3 relaps olduğu bildirilmiştir. Baek ve arkadaşları (2010) ise üst molar dişlerin intrüzyonundan 3 yıl sonra %22.9 relaps olduğunu bildirmiştir. Yapılan çalışmalara göre relapsın %80'inin tedaviyi takip eden ilk bir yılın sonunda meydana geldiği sonucuna varılmıştır (Reichert et al. 2014).

Nöromuskülar adaptasyonun sağlanabilmesi için yavaş intrüzyon yapılması, overbite da aşırı düzeltim yapılması ve GAA' ların aktif tutulma sürelerinin uzatılması ile tedavinin uzun süreli stabilitesi arttırılabilir (Krishnaswamy 2018).

## 1.7. Stres Analiz Yöntemleri

Stres analiz yöntemleri bir cisme gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren yöntemlerdir.

Diş hekimliğinde kuvvet analiz yöntemleri tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar üzerinde oluşturdukları gerilme ve gerilimlerin, bunların yoğunlaştığı bölgelerin, çene ve diş yapısında meydana gelebilecek deformasyonların izlenmesi amacıyla kullanılmaktadır (Veli 2017).

Ortodontik kuvvetin dokularda oluşturduğu stres ve gerilimi ölçmek için literatüre bakıldığında farklı yöntemler kullanıldığı görülmektedir. Bu metotların bazıları kuvvetin biyolojik dokularda meydana getirdiği etkileri incelemek için başarılı bulunurken bazıları ise sadece tahmin metodu olarak kullanılmaktadır (Borchers ve Reichart 1983).

Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır;

1. Denek Hayvanları Kullanılarak Yapılan Analiz Yöntemi
2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
3. Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi (Strain-Gauges)
4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını ile Stres Analizi)
5. Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi (Brittle Laquer)
6. Radyotelemetri
7. Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Analysis / FEM)

### 1.7.1. Deney Hayvanları Kullanılarak Yapılan Analiz Yöntemi

Deney hayvanları üzerindeki çalışmalarda uygulanan kuvvet ya da etken canlı dokular üzerinde etki gösterdiğinden avantajlı gibi görünse de elde edilen verileri tamamıyla insan dokularına uyumlandırmak ve insana ait destek dokuların gerçek cevabını ölçmek mümkün değildir (Geramy 2002). Ortodontide bu konunun öncülerinden olan Oppenheim (2007), özellikle diş hareketi sırasında kemik ve çevre dokularının cevabı üzerinde çalışmalar yapmıştır.

### 1.7.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik stres analizi; saydam cisimler içinden geçen polarize ışığın kırılmasına dayanan, geometrik şekilde olmayan cisimlerde kuvvetin akışını gözlemlemek için kullanılan stres analiz yöntemidir (Sonugelen ve Artunç 2002).

Donanımlı laboratuvar şartlarında, özel hazırlanmış modeller kullanılarak gerçekleştirilen bu analiz yöntemi diş hekimliğinde özellikle protetik ya da restoratif materyallerin geliştirilmesinde kullanılmaktadır. Ortodontide ise genellikle kuvvet altında kalan basınç alanlarında meydana gelen değişikliklerin izlenmesinde kullanılır (Caputo et al. 1974).

### 1.7.3. Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi (Strain-Gauges)

Gerinim ölçerler, yük altındaki yapılarda oluşan şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlardır. İn vivo veya in vitro şartlarda statik ve dinamik yüklemeler altında şekil değiştirme ile ilgili sonuçlar elde edilmesini sağlar. Bu metotta incelenecek bölgelere şekil değiştirmeye duyarlı kalibre edilmiş elektriksel direnç elemanları yerleştirilir ve gerilme altındaki boyutsal değişiklikler incelenir (Ulusoy ve Ak 2003).

### 1.7.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını ile Stres Analizi)

Holografik interferometri yöntemi, lazer ışını kullanılarak bir cismin 3 boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem ile yüzey deformasyonları nanometre (nm) boyutunda algılanıp görünen ışın saçaklarına dönüştürülerek analiz edilir (Ulusoy ve Ak 2003).

Test modeli üzerinde tahribat yapmayan, objenin gerçek boyutlarında incelenebilmesini sağlayan bir yöntemdir. Hassas bir yöntem olduğu için ortodontide diş hareketlerinde meydana gelen küçük değişiklikleri ölçmek için için kullanılmıştır (Burstone ve Pryputniewicz 1980).

### 1.7.5. Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi (Brittle Laquer)

Kırılgan vernikle kaplama yöntemi ile kuvvet analiz yönteminde, incelenecek olan cismin üzerine özel bir vernik sürülüp fırınlandıktan sonra, incelenecek bölgeye kuvvet yüklenir. Cismin üzerinde oluşan çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir (Ulusoy ve Ak 2003).

### 1.7.6. Radyotelemetri

Bu yöntem, bilgisayar donanımları ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin, herhangi bir materyalle bağlantısı olmadan, iletimi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, materyal üzerine yapışan gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici kullanılır. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta, bu da radyometrenin frekansını ayarlamakta ve etkilemektedir (Craig 2002).

### 1.7.7. Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Method / FEM)

Sonlu elemanlar analizi, bir yapıyı oluşturan bileşenlerin mantıklı sayılarda elemanlara bölerek gerçeğe yakın sonuçlar elde etmeye dayalı analiz şeklidir (Wakabayashi et al. 2008; Szwedowski et al. 2010). Ortodontide, diş hareketlerinin simülasyonu, ortodontik mekaniklerin test edilmesi ve kuvvetin etkilerinin tahmin edilmesi gibi çeşitli durumlarda kullanıma sahiptir (Miyasaka-Hiraga et al. 1994; Gautam et al. 2009; Lin et al. 2010; Liu et al. 2015; Moon et al. 2015; Roberts et al. 2015)

## 1.8. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ve Uygulanışı

Sonlu elemanlar analizi, mühendislikte yapılarının gerinme-gerilim problemlerini çözen güçlü bir bilgisayarlı simülasyon metodudur (Reddy 1993).

Sistemin çalışma prensibi, incelenecek materyali basit yapılara indirgeyerek çözümlemek üzerinedir. İndirgenen bu küçük birimlere eleman denilmektedir ve küçük bileşenler arasındaki etkileşim incelenerek büyük ölçekte sorunun çözümlenmesi yapılır (Reddy 1993; Hughes 2012). Burada küçük parçalara ayrılan kısımlar, bütünsel bir yapının yine de parçası olmakla beraber amaç tahmin edilebilir sonlu kısımlar oluşturmaktır. Oluşturulan problem her bir element için çözülürse, sistemin bütünü için de bir çözüm sunulmuş olur (Hughes 2012).

### 1.8.1. Sonlu Elemanlar ile İlgili Temel Kavramlar

Sonlu elemanlar analizinin verilerinin daha iyi okunabilmesi ve uygun çıkarımların yapılabilmesi amacıyla bazı tanımlamaların bilinmesi gereklidir (Hughes 2012).

#### 1.8.1.1. Kuvvet

Kuvvet, bir cismin hareketini, şeklini, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye denir. Kuvvet vektörel bir büyüklük olup belirli bir doğrultusu, yönü, süresi ve şiddeti bulunmaktadır (Tosun 1999).

Kuvvet birimi Uluslararası Birimler Sistemi' nde ''Newton'' (N)' dur. Fakat kilogram-kuvvet (kgf), gram-kuvvet (gf), ons (oz) veya dyne (dyn) cinsinden belirtilebilir. Ortodonti literatüründe ise kuvvet miktarı genellikle ''gram-kuvvet'' cinsinden verilmekte olup, çoğunlukla "gram'' (gr) olarak ifade edilmektedir (Mow and Huiskes 2005).

1 Newton, 101.97 gram-kuvvet' e eşittir.

#### 1.8.1.2. Gerilme (Stres)

Gerilme, cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, uygulanan bu kuvvete karşı cismin içinde birim alanda oluşan tepkidir. Bu tepki dışarıdan uygulanan kuvvetle eşit büyüklükte fakat zıt yönlüdür (O'brien 2008).

Gerilme birimi olarak Paskal (Pa) terimi kullanılır ve 1 Pa yaklaşık 1 N / $m^2$'dir. Diş hekimliğinde incelenen boyutların milimetrik olması nedeniyle Mega Paskal terimi (Mpa veya N/$mm^2$) kullanılması tercih edilir ve 1 MPa yaklaşık 106 Pa değerindedir.

Stres ($\sigma$) = Kuvvet (F) / Alan (A) = N / $mm^2$ = MPa şeklinde formüle edilir.

Farklı açı veya doğrultudan uygulanan kuvvetler çoğu zaman karmaşık gerilmeler oluşturmaktadır. Bu kuvvetlerin bileşenleri gerilmelerin türünü belirler (Ayalı 2012). Gerilme vektörü, incelenen kesit yüzeye dikey etkiyorsa bu gerilmeye normal gerilme, gerilmenin kesit düzleminde olması halinde oluşan gerilmeye ise kayma gerilmesi denmektedir.

Temel olarak üç temel gerilme tipi mevcuttur:

- Basma gerilmeleri (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayıcı kuvvetlerin etkisinde oluşur ve aynı doğrultu fakat ters yöndeki kuvvetler basma stresi meydana getirirler.
- Çekme gerilmeleri (Tensile stress): Cismin moleküllerini birbirinden uzaklaştırıcı etkiye sahip kuvvetlerle oluşur ve aynı doğrultuda fakat ters yönde uzaklaşan kuvvetler çekme stresi meydana getirir.
- Makaslama gerilmeleri (Shear stress): Cismin moleküllerini birbirleri üzerinde kaymaya zorlayan kuvvetlerle oluşur ve farklı doğrultuda fakat farklı seviyelerdeki kuvvetler makaslama stresi meydana getirir (Craig 2002; Veli 2017).

Yukarıda anlatılanların haricinde fizikteki diğer gerilme türleri ise;

- Eğilme gerilmesi
- Burulma gerilmesi
- Burkulma gerilmesi
- Yüzey gerilmesi
- Özel gerilmelerdir.

#### 1.8.1.3. Asal Gerilme (Principal Stress)

Üç boyutlu elemana uzaydaki x, y ve z düzlemlerinde, biri normal ve ikisi kesme gerilmesi olmak üzere üç farklı gerilme etki eder. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın gerilme durumunu üç normal ve altı makaslama gerilmesi belirler (MacGregor et al. 1980).

Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün makaslama streslerinin vektörlerinin sıfır olduğu durumda meydana gelir. Bu gerilme (stres) tipine ise ‘’asal gerilme’’ denir. Yani bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmelerdir.

Üç çeşit asal gerilme vardır (Veli 2017). Fakat yük uygulanan cisimlerde genellikle tek tip gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu birleşik gerilme durumu oluşmaktadır.

- Maksimum asal gerilme: En yüksek çekme gerilimini ifade eder. Pozitif değerdedir.
- Ara asal gerilme: Ara gerilme değerini ifade eder.

- Minimum asal gerilme: En yüksek basma stresini ifade eder. Nefatif değerdedir.

Sonlu elemanlar analizinde, elde edilen pozitif değerler çekme şeklinde gerilmeleri ifade ederken, negatif değerler ise basma (sıkışma) şeklindeki gerilmeleri ifade eder. Bir eleman üzerinde maksimum ya da minimum asal gerilme değerlerinden hangisi matematiksel olarak daha büyükse eleman ilgili gerilmenin altındadır. Eğer negatif değerler söz konusu ise mutlak değerleri kullanılır (Gümüş 2007).

#### 1.8.1.4. Von Mises Gerilme

Uzunluk olarak artış gösterebilen materyallerde izlenen deformasyon başlangıç değeri olarak tanımlanır. Von Mises gerilmesi "Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir" prensibi ile elde edilmiş bir kriterdir.

Materyallerin germe dayanıklılığını belirleyen değer von Mises stres değeridir. Von Mises stres değeri, materyalin belirli bir bölümündeki gerilme sınır değerini aşarsa onun kalıcı olarak şeklini değiştirebilir ya da cisim kopabilir.

Gerilme genel olarak üç boyutta ifade edilir. Von Misses gerilmeleri, germe kriterini değerlendirebilmek amacıyla, üç boyutlu ifadeyi bir skala üzerinde okunabilen tek bir pozitif sayı haline dönüştürür (Cattaneo et al. 2003; Gallas et al. 2005; Gümüş 2007).

#### 1.8.1.5. Gerinim (Strain)

Gerinim, bir cisme kuvvet uygulandığında, uygulanan bu kuvvet sonucu cismin birim boyutunda oluşan şekil değişikliğidir. Gerçekte var olan tüm cisimler üzerine etki eden kuvvetler karşısında şekil değiştirmeye (deformasyon) uğrar. Cisme uygulanan kuvvet gerilim oluşturduğunda, aynı zaman da gerinim de oluşturmaktadır (Franklin 1998).

Gerilme büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil skaler bir büyüklüktür (O'brien 2008). Gerinim, materyalde meydana gelen şekil değişikliğini tanımladığı için herhangi bir ölçü birimi yoktur.

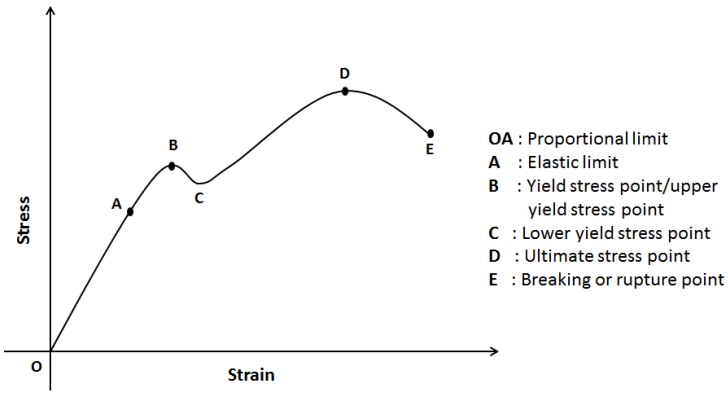
Strain ($\varepsilon$) = Deformasyon / Orijinal Uzunluk = $\Delta L$ / L0 olarak formüle edilir.

Elastik ve plastik deformasyon olarak iki alt grupta incelenir;

- Elastik deformasyon; cismin üzerine uygulanan kuvvet kaldırıldıktan sonra materyal orijinal şekline dönebiliyor ise bu deformasyon tipi elastik deformasyondur.
- Plastik deformasyon; cismin üzerine uygulanan kuvvet kaldırıldıktan sonra materyal orijinal şekline dönemiyor ise bu deformasyon tipi plastik deformasyondur.

### 1.8.1.6. Gerilme – Gerinim Eğrisi (Stress / Strain Curve)

Fizikte bir materyalin kuvvet karşısındaki deformasyon, elastisite ya da limitlerini belirlemek için kullanılan bir eğridir, genellikle materyalin kuvvete cevabını gösteren bir grafiktir.




Şekil 1.1. Gerilme / Gerinme Eğrisi

- Elastik Limit: Materyalin plastik deformasyona uğramadan üzerine uygulanabilecek ya da absorbe edebileceği maksimum gerilme miktarıdır. Elastik limit, yük / defleksiyon oranı ile de ifade edilir.
- Dayanıklılık Sınırı: Materyalin plastik deformasyona uğradıktan sonra zayıflayıp kırılma göstereceği maksimum gerilme miktarıdır.

### 1.8.1.7. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Elastiklik sınırları içinde gerilmenin gerinime oranına (stress / strain) elastisite modülü adı verilir.

Elastisite Modülü (E) = Gerilim (σ) / Gerinim (ε)

Elastisite modülü arttıkça cismin elastikiyeti azalırken, rijitidesi artar (O'brien 2008). Sert maddelerin elastik modülleri daha yüksektir, bunun sebebi ise materyalin

molekülleri arasındaki direnç ve çekim etkisidir. Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar.

#### 1.8.1.8. Poisson Oranı

Materyalin üzerine kuvvet yüklemesi ile materyalin eninde meydana gelen birim boyut değişikliğinin, boyunda meydana gelen birim boyut değişikliğine oranına poisson oranı denir.

Poisson Oranı (V) = Lateral Strain / Axial Strain

Poisson Oranı = Endeki Birim Uzama / Boydaki Birim Uzama

Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişkenlik gösterir ve elastisite modülü gibi cisme ait ayırıcı mekanik bir özelliktir. Örnek olarak çekme kuvvetlerine maruz kalan bir cismin, kuvvetin geldiği yönde boyu uzarken, yüke dik olan diğer boyutlarında kısalma olur (Shaw et al. 2004). Poisson oranı cismin kuvvet karşısında nasıl boyutsal değişikliğe uğrayacağını belirler.

#### 1.8.1.9. Eleman (Element) ve Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar analizinin temelinde yer alan unsur ‘eleman (element)’dir. Oluşturulan geometrik model, eleman adı verilen basit geometrik şekillere ayrılır. Oluşan elemanlar birbirleri ile belirli noktalardan birbirlerine bağlanırlar ve bu bağlanma noktalarına düğüm (node) adı verilir.

Elemanlar geometrilerine (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyutlarına (tek boyutlu, iki boyutlu, dönel elemanlar, üç boyutlu), düğüm sayısına, düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve problemin özelliklerine göre sınıflandırılır (Geng et al. 2001; Moaveni 2003).

Eleman, bütünsel bir yapının içindeki temel birimdir. Farklı ihtiyaçlara göre farklı geometrilerde tasarlanırlar, seçimlerinde temel kriter bütünsel şekildir. Elemanın şeklini belirleyen ise düğüm sayısıdır.

Modellerde her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarının yer değiştirilmesi ile ilişkilidir. Sonlu elemanlar analizinde bu düğüm noktalarının belirli yerlerden sabitlenmesi gerekmektedir (Geng et al. 2001). Bu şekilde matematiksel bir denklem elde edilir. İncelenen probleme bağlı olarak binlerce denklem elde

edilebilir. Bu denklem takımları da bilgisayarlar yardımıyla çözülür (Marghitu 2001; Moaveni 2003).

#### 1.8.1.10.Rijit Eleman

Sonlu elemanlar içerisinde kuvvet yüklenemeyen, gerinim ya da gerilim oluşturmayan elemanlardır. Köprü olarak kullanılır ve iki birim arasını sabitlemek için eklenirler. Düğümlerin arasında uzanırlar ve sistemde denklemsel sonuç vermezler (Moaveni 2003).

#### 1.8.1.11.İzotropi ve Anizotropi

İzotropi bir cismin farklı doğrultularda yüke maruz kaldığında aynı elastik özellikleri göstermesidir (Hughes 1987). İzotrop cisimler aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farkı elastiklik modülüne sahiptirler (Provatidis 2000).

#### 1.8.1.12.Sınır Koşullar

Sınır koşullar, analiz sırasında materyalde meydana gelebilecek gerilme ve gerinim miktarı ile yer değiştirmenin sınır değerlerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir (Geng et al. 2001).

### 1.8.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Çalışma Prensibi

Sonlu elemanlar analizi metodunun çalışma şekli, materyalleri küçük geometrideki elementlere ayırarak basit analitik sonuçlar üretmek üzerinedir. Çalışma prensibi farklı basamaklarda sırası ile uygulandıktan sonra verilerin analizi gerçekleştirilir (Hughes 1987; Marghitu 2001).

Sonlu elemanlar analizini oluşturan aşamalar;

- Problem ya da kurgunun oluşturulması
- Geometrik modelin oluşturulması
- Matematiksel ağ yapısının oluşturulması
- Materyal özelliklerinin belirlenip sisteme entegrasyonu
- Sınır koşullarının tanımlanması
- Kuvvet özelliklerinin tanımı ve kuvvetin uygulanması

- Sonuçların yorumlanması

#### 1.8.2.1. Problem ya da Kurgunun Oluşturulması

Bir denklemin oluşturulabilmesi için öncelikle problem tanımlanmalıdır. Bu şekilde denklemin elde edilmesi ile çözümleme işlemi gerçekleştirilebilir. İlk basamakta problem yeterli ve başarılı bir şekilde tanımlanmazsa sonuçlar ya hatalı ya da eksik olacaktır.

#### 1.8.2.2. Geometrik Modelleme

Denklemin kurgusunda ilk basamak geometrik şeklin oluşturulmasıdır. Model oluşturma işlemi analiz sonuçlarının gerçeğe yakın olabilmesi için büyük önem taşımaktadır. Oluşturulan modelin gerçeğe yakınlığı, sonuçların doğruluğunu belirleyen en önemli etkenlerdendir.

Biyomekanik uygulamalarda model üç farklı şekilde yapılabilir;

- Manuel modelleme: Araştırmacının üç boyutlu modelleme programlarını kullanılarak cismi kendisinin çizilmesi ile yapılan modeleme yöntemidir. Uzun ve zor bir yöntemdir. Protez, implant, mini vida, ortodontik apareyler ya da mekaniklerin modellemesinde tercih edilebilir
- Tarama ile modelleme: Geometrik modeli istenen cismin üç boyutlu ya da iki boyutlu yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamında modelin oluşturulmasıdır. Ekstra ekipman ve hassasiyet gerektirir. Protez, implant, mini vida, ortodontik apareyler ya da mekaniklerin modellemesinde tercih edilebilir.
- MRI (Manyetik Rezonans Görüntüleme) ya da BT (Bilgisayarlı Tomografi) ile modelleme: Geometrik modelin görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması ile uygulanır. Görüntünün yeterli çözünürlükte ve kalitede olması istenir. Biyolojik dokuların modellemesinde en sık kullanılan yöntemdir. Kesitsel görüntüler bu amaçla birleştirilerek üç boyutlu geometriler elde edilir (Ismail et al. 2002; Kusnoto ve Evans 2002; Oliveira et al. 2004; Chen et al. 2006;).

#### 1.8.2.3. Matematiksel Ağ Yapısının Oluşturulması

Süreklilik gösteren problemler belirsiz sayıda bilinmeyen içermektedir. Matematiksel problemin oluşturulup ağ yapısının tanımlanabilmesi için öncelikle belirsiz sayıdaki bilinmeyeni tanımlamak gereklidir. Bunun için ise model geometrik elemanlara dönüştürülür, bu elemanlar ise ağ yapısını oluşturur.

Bilgisayarda dijital hale dönüştürülen modeller, manuel dijitizasyon ile veya yazılım programları kullanılarak ağ yapısına dönüştürülür. Araştırmacılar genellikle manuel modelleme ile oluşturulan ağ yapısı üzerinde daha iyi kontrol sağlarlar fakat bu işlem çalışma süresini oldukça artırır (Richmond et al. 2005).

Araştırılacak problemin boyutuna ve özelliklerine bağlı olarak oluşturulacak ağ yapısında farklı sayı ve tipte (dört düğümlü, yedi düğümlü gibi) elemanlar kullanılır. Elemanların oluşturulmasında olabildiğince çok sayıda eleman ve düğüm olması istenir. Çünkü artan eleman sayısı mikro düzeyde kuvvetin daha iyi analizine imkân tanırken etkileşimi de arttırır, aynı zamanda sonuçları daha güçlü kılar.

Eleman sayısı kadar elemanların dizilişi de bu aşamada belirlenir, elemanların düzgün sıralanması verilen işlenmesi açısından önemlidir. Düzensiz dizilen elemanlar hatalı sonuçlar ve denklemler üretir. Bu sebeple işlem sırası ile yapılmalı ve sistematik düzende ilerlemelidir.

Biyolojik yapıların modellemesinde, bir ve iki boyutlu elemanların kullanımından kaçınılır. Çünkü bir ve iki boyutlu elemanların kullanılması gerçek dokuların kompleksitesini aşırı derecede basit denklemlere indirger (Korioth ve Versluis 1997). Bu sebeple genellikle günümüzde üç boyutlu eleman tipleri kullanılmakta, 4, 5, 6 ve 8 düğümlü modeller tercih edilir. Yapı içerisindeki eleman sayısının artışı ile birlikte düğüm sayısı da aynı oranda artar, düğüm sayısı denklemin karışıklığını arttırıp, daha gerçekçi kılmakta ve sonuçların güvenilir bir hal almasını sağlamaktadır.

#### 1.8.2.4. Materyal Özelliklerinin Belirlenip Sisteme Entegrasyonu

Sonlu elemanlar analiz yönteminin önemli özelliklerinden biri biyolojik yapının özelliklerini sisteme entegre etmesidir. Bu amaçla, elastik modül ve poisson oranı en sık kullanılan iki parametredir. Elastik modül ve poisson oranı her materyal için özeldir ve araştırmalar sonucu elde edilmiş verilerdir.

Elastik modül, materyalin gerilim-gerinim eğrisindeki özellikleri sisteme tanıtırken poisson oranı ise materyalin şekil değiştirme davranışını tanıtmaktadır. Elastik

modül materyalin yükleme altında ne kadar deforme olacağını gösterir, poisson oranı ise yükleme altında materyalin eni ve boyundaki şekil değiştirme oranını gösterir. Bununla beraber non-lineer yani düzenli seyir göstermeyen davranış durumlarında viskoelastik katsayıya da ihtiyaç duyulur, fakat ortodontide ya da diş hekimliğindeki materyallerin çoğunda olduğu gibi bu materyallerin analizinde lineer denklemler kullanılır.

#### 1.8.2.5. Sınır Koşullarının Tanımı

Materyalin modellemesi, elemanların tanımı, düğüm noktalarının oluşturulması ve materyalin davranışsal özelliklerinin kaydedilmesinin ardından sınır koşulları sisteme girilmelidir. Sınır koşulları materyalin bir limit içerisinde davranmasından sorumludur. Uzaysal olarak serbest sınır koşullarında oluşturulan geometrik bir model dayanağı olmadığından kompleks denklemler ve çözülmesi zor problemler ortaya çıkarmaktadır. Bu amaçla sınır koşulları gerçek simülasyonu yansıtacak şekilde ortaya koyulmalıdır.

Sınır koşulları, aslında bir matematiksel denklem olan analizdeki düğüm noktaları ve elemanların gerilme-gerinim döngüsündeki cevaplarını belirler. Eleman ve düğüm sayıları ne kadar iyi tanımlanırsa tanımlansın sınır koşulları uzaysal hareket için en önemli noktayı belirler, sınır koşulları uygun şekilde tanımlanmazsa cisim uzaysal olarak sonsuz rotasyon döngüsüne girebilir ya da atipik cevap verebilir. Bunun için genellikle ağ yapısı üzerinde sınır koşulları belirlenmektedir, bu amaca en uygun yapı ise düğümlerdir.

#### 1.8.2.6. Kuvvet Özelliklerinin Tanımı ve Kuvvetin Uygulanması

Hazır hale gelmiş ve sınır koşulları kesinleştirilmiş sonlu elemanlar modeli üzerine kuvvet uygulanarak dokulardaki gerilim-gerinim özellikleri incelenir. Bu amaçla istenen bir bölgeden uygulanan kuvvet yüklemesi yapılır. Uygulanan kuvvetin yönü ve şiddeti için vektörel bir yapı sergilediği unutulmamalıdır. Bu şekilde bütün model üzerinde kuvvetin etkileri kesitsel ya da noktasal incelenebilir.

#### 1.8.2.7. Sonuçların Yorumlanması

Kuvvetin uygulanmasının ardından sistem her bir düğüm ve eleman için oluşturulan denklemi çözümleyerek sayısal verilerden oluşan sonuçlar ortaya çıkarır. İyi tanımlanmış geometrik bir modelde binlerce denklem ve sonuç ortaya çıktığı için genellikle sistemin verilerini okumak amacıyla renk skalası ya da animasyonlar gibi görüntüler elde edilmektedir. Sayısal verilerle renk haritalamasına birlikte bakıldığında kuvvetin gerilme-gerinim tarzında oluşturduğu etkiler yorumlanabilir bir hal almaktadır.

Bazı sistemlerde ise displacement verileri bir çıktı olarak sunulur ve lineer denklemlerin çözümlenip yorumlanmasında bu yer değiştirme miktarları kullanılır. Yer değiştirme verileri özellikle dinamikte önem kazanmaktadır.

## 1.9. Ortodontide Yapılmış Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Çalışmalar

Ortodontide sonlu elemanlar ile ilgili yapılan çalışmalar, diş hareketinde ortodontik kuvvetin etkileri, ortodontik apareylerin etkileri, biyomekanik incelemeler ve ortopedik tedavilerin sonuçları üzerine yapılmış çalışmalardır.

Ortodonti alanında bilgisayar destekli olarak stres analizlerinin yapıldığı ilk çalışma 1971 yılına dayanmaktadır. Davidian' ın yaptığı bu çalışmada amaç üst santral dişin teorik olarak rotasyon merkezinin belirlenmesidir. Çalışmada dişe uygulanan kuvvet ile periodonsiyumda meydana gelen cevap incelenmiş, rotasyon ve direnç merkezlerinin yerlerinin değişimi değerlendirilmiştir.

Yoshikawa ve arkadaşları (1981), ortodontide kullanılan paslanmaz çelik tellerin elastisitelerini incelemek için yaptıkları çalışmada standart paslanmaz çelik tellerin elastik modülünü 175 x 103 $MN/m^2$ olarak bulmuşlardır ve sonlu elemanlar metodu ile materyallerin davranışları üzerine farklı bir yorum getirmişlerdir.

Miyakawa ve arkadaşları (1985) ortodontik kuvvetlerin etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesindeki önemli prensipleri ortaya koymuşlar ve bu yöntemin benzer yöntemlere, özellikle fotoelastik gerilme analizi yöntemine göre sistematik ve kantitatif olması nedeni ile üstün olduğunu bildirmişlerdir.

İşeri ve arkadaşları (1998), hızlı maksiller genişletmenin kranial yapılarda meydana getirdiği etkileri incelemek için sonlu elemanlar analizini kullanmışlardır ve çalışmada maksilla 5 mm genişletildikten sonra Von Misses stresleri ile yer değiştirmenin miktarını değerlendirmişlerdir. Yapılan analizlerde maksillanın 1, 3 ve 5 mm' lik genişletmelerinde neredeyse paralel bir açılmanın gözlendiği, en fazla açılmanın

dentoalveoler bölgede meydana geldiği ve bunun superiora doğru azaldığını, en fazla stresin ise kanin ve molar bölgede oluştuğunu rapor etmişlerdir.

Yoshida ve arkadaşları (2001) farklı durumlarda maksiller keserlerin direnç merkezleri ile rotasyon merkezlerinin davranışı ile ilgili yapmış oldukları çalışmada, direnç merkezinin yerini belirleyen temel unsurlardan birisinin palatal alveoler kemik desteği olduğunu söylemişlerdir ve en fazla momentin ise alveoler kemik yüksekliğinin azaldığı hastalarda keser retraksiyonu sırasında oluştuğunu bulmuşlardır.

Tanne ve arkadaşları (1988) maksilla üzerine uygulanan ortopedik kuvvetlerin kranial yapılardaki cevabını incelemişlerdir. Maksiller molar üzerinden maksillaya uygulanan posterior yönlü kuvvetin maksillanın posterior ve inferior yer değiştirmesine neden olmuştur, aynı zamanda da maksilla saat yönünde rotasyon yapmıştır. Araştırma sırasında en fazla stresin zigomatik kemiği de içerisine alınan nazomaksiller komplekste biriktiğini bulmuşlardır.

Tanne ve arkadaşları (1989) maksiller protraksiyonun kranial yapılardaki etkilerini incelemek için sonlu elemanlar analizi ile 1000 gram'lık kuvveti maksiller birinci molar üzerinden anterior yönde $0^o$ ve $30^o$ açılı olarak uygulamış ve sonucunda sadece anterior yönde oklüzal düzleme paralel verilen kuvvetlerin maksillada anterior rotasyonla birlikte öne doğru yer değiştirme meydana getirdiğini söylemişlerdir.

Lee ve arkadaşları (2012) maksiller protraksiyonda iki farklı mini plak kombinasyonunu sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmada kullanılan modellerden birincisinde nazal aperturanın lateraline, diğer modelde ise zigomatik krestin inferioruna birer adet mini plak bilateral olarak yerleştirilmiş ve üzerinden 500 gr' lık kuvvet uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda, plağın yerleştirildiği alanlarda maksimum çekme gerilimi meydana gelmiştir, ayrıca IZC' e yerleştirilen mini plaktan uygulanan kuvvetin sütural sistemde daha fazla gerilim oluşturduğu gözlemlenmiştir. Bu bilgilerin ışığında yazalar, ortopedik etkiye ihtiyacın daha fazla olduğu durumlarda IZC' in tercih edilmesinin daha iyi olacağını vurgulamışlardır.

Jeon ve arkadaşları (1999), Reinmann ve arkadaşları (2007) ve Catteneo ve arkadaşları (2008) farklı ortodontik kuvvet uygulamalarının diş hareket tipine olan etkilerini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir.

Rudolph ve arkadaşları (2001) ve Oyama ve arkadaşları (2007) ortodontik kuvvetlerin kök yüzeyinde neden oldukları gerilmelerin sonucunda oluşabilecek kök

rezorbsiyonlarının in vivo olarak değerlendirilmesi mümkün olmadığı için, bu tip karmaşık yapısal problemlerde sonlu elemanlar analizinin kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir.

De Vocht ve arkadaşları (1996), Nagahara ve arkadaşları (1999), Tanaka ve arkadaşları (2001) ve Gupta ve arkadaşları (2009) TME üzerinde oluşabilecek gerilme ve gerinim dağılım modellerinin in vivo olarak değerlendirilmesi mümkün olmadığı için bu tip araştırmalarda da sonlu elemanlar analizinin kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Gracco ve arkadaşları (2009) çalışmalarında iskeletsel ankraj amacıyla maksillaya uygulanan farklı uzunluklardaki mini vidaların, farklı osseointegrasyon seviyelerinde kemik-vida ara yüzünde meydana gelen gerilme dağılımlarını fotoelastik gerilme analizi ve sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir.

Motoyoshi ve arkadaşları (2009a) çalışmalarında ortodontik mini vidaların çevresindeki kemikte oluşan stresleri sonlu elemanlar yöntemini kullanarak incelemişler, farklı yönlerde oluşturdukları yükleme kuvvetlerine karşı gelişen stres dağılımlarını inceleyerek mini vidaların gevşeme sebeplerini belirlemeye çalışmışlardır.

Motoyoshi ve arkadaşları (2009b) yayınladıkları çalışmalarında kortikal kemik kalınlığının ortodontik mini vidaların stabilitelerine ve çevrelerindeki destekleyici kemikteki stres dağılımına etkilerini incelemişlerdir. 65 hastada kortikal kemik kalınlığı ile mini vidaların başarısızlık oranı arasında direkt bir ilişki bulunmuştur. 1 mm üzerinde kortikal kemik kalınlığı varlığının mini vida başarısını arttıracağı belirtilmiştir.

Huang ve arkadaşları (2012) ortodontik ankraj amacıyla kullanılan çeşitli şekillerdeki mini plakların kemik üzerinde oluşturduğu stresleri incelemişlerdir. T ve Y şekilli mini plakların kemik üzerinde en az stresi oluşturduğu, vida sayısı ve korteks kalınlığı azaldıkça stresin azaldığını bildirmişlerdir.

Nalbantgil ve arkadaşları (2012) yaptıkları çalışmada mini vida ve mini plakların üzerinde oluşan homojen olmayan kuvvet dağılımı problemini çözmek için mini plak yapısının kortikal kemiğe bakan kısmına sivri uçlar eklemişler ve sonlu elemanlar analizi ile bu plakların kuvvet dağılımlarını incelemişlerdir. Yeni tasarladıkları bu mini plakların vidalar üzerine ve çevresine kuvvet ve gerilimi daha iyi dağıttığını bildirmişlerdir.

Uysal ve arkadaşları (2019) yaptıkları çalışmada ön açık kapanışın etkili bir tedavi yaklaşımı olan kortikotomi yardımıyla yapılan maksiller posterior dişlerin intrüzyonunun zigomatik bölgeye etkilerini sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelemişlerdir. Kortikotomi yapılmasının diş kökleri üzerindeki stres değerlerini düşürdüğü bildirilmiştir. Ayrıca sadece bukkal kortikotomi yapılmasının daha iyi bir seçenek olabileceğini önermişlerdir.

Bu çalışmanın sıfır hipotezi; ön açık kapanış tedavisinde, üst posterior intrüzyon amacıyla kullanılan zigoma plakları ve farklı materyalden yapılmış IZC mini vidalarının, farklı kuvvetler altında, mini vida çevresindeki kemikte ve diş köklerinde oluşturduğu stres dağılımları arasında fark yoktur.

Bu çalışmanın amacı; üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılarak zigoma plağı, paslanmaz çelik IZC mini vidası ve titanyum alaşım IZC mini vidasına iki farklı intrüzyon kuvveti uygulanmasının ardından; dişler, kortikal ve süngerimsi kemik, zigoma plağı ve IZC mini vidalarında oluşan streslerin ve yer değiştirme miktarlarının karşılaştırılarak incelenmesidir.

# 2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda üst posterior dişler zigoma plağı, SS IZC mini vidaları ve titanyum alaşım IZC mini vidaları ile iki farklı intrüzyon kuvveti uygulanarak gömülmüş; dişler, kortikal kemik, süngerimsi kemik, zigoma plağı ve IZC mini vidalarında oluşan stresler ve yer değiştirmeler incelenmiş ve sonuçlar birbirleri ile karşılaştırılmıştır.

Çalışma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalında ve Tempa Mühendislik iş birliği ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın yapılabilmesi için Kırıkkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu' ndan (Tarih: 30.09.2020, Karar No: 2020.08.13) onay alınmıştır.

İncelenen tüm senaryolarda üst birinci premolar, ikinci premolar, birinci molar ve ikinci molar dişleri kaplayan akril ısırma bloğu uygulanmış, sağ ve sol bölgedeki akril bloklar iki adet 1.4 mm çapında paslanmaz çelik palatinal bar ile birbirine bağlanmıştır. Barlar dokuya gömülmemesi için damaktan 5 mm uzaklıktan geçirilmiştir. Akrilik plağın bukkal tarafında üst birinci molar diş aksına paralel intrüzyon kuvveti uygulanabilmesi için 0.9 mm yuvarlak çelik telden bar uygulanmıştır. Ankraj ünitelerinin birbirleri ile karşılaştırılmasında, sonucu etkilememek için modellerdeki tüm anatomik yapılar birbirleriyle aynı olacak şekilde oluşturulmuştur.

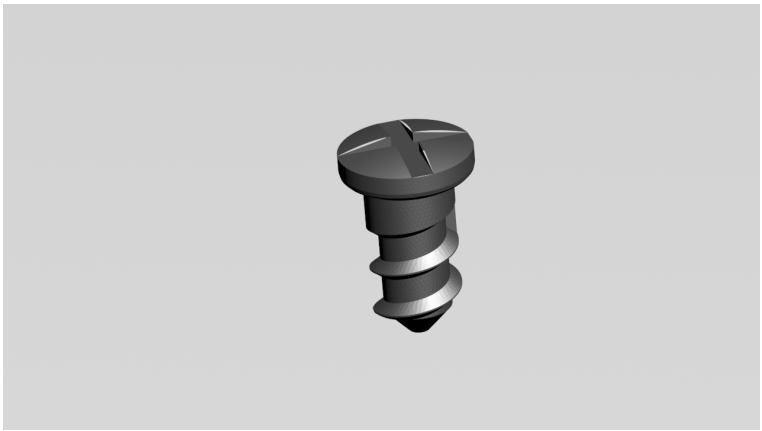
Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Visible Human Project' den elde edilen tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ALTAIR Evolve yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

## 2.1. Plak ve Vidaların Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan akrilik ısırma bloğu, yerleştirilen I şekilli titanyum mini plak (Multipurpose Anchor MPI 1000; Tasarım Med, İstanbul, Türkiye) (Şekil 2.1), titanyum mini vida (2 x 5 mm) (Şekil 2.2) ve IZC vidası (2 x 12 mm OrthoBoneScrews, Newton's A, Hsinchu City, Taiwan) (Şekil 2.3) ALTAIR Evolve yazılımında modellenmiştir. Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.

Şekil 2.1. Zigoma plağının görüntüsü



Şekil 2.2. 2 x 5 mm mini vidanın görüntüsü

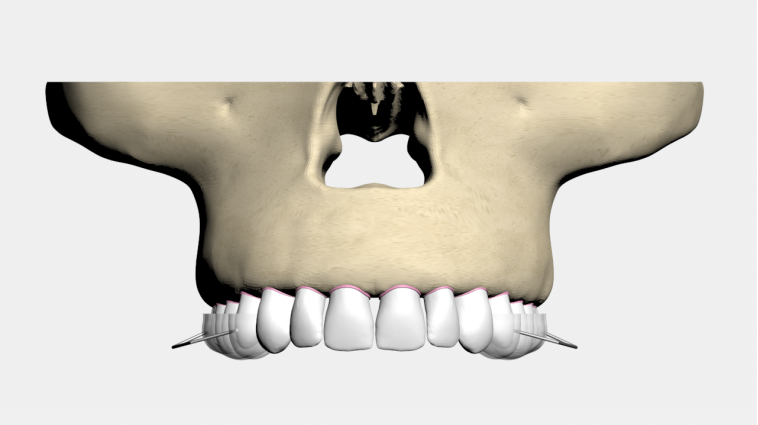
Şekil 2.3. 2 x 12 mm IZC mini vidasının görüntüsü

## 2.2. Kortikal, Süngerimsi Kemik ve Dişlerin Modellenmesi

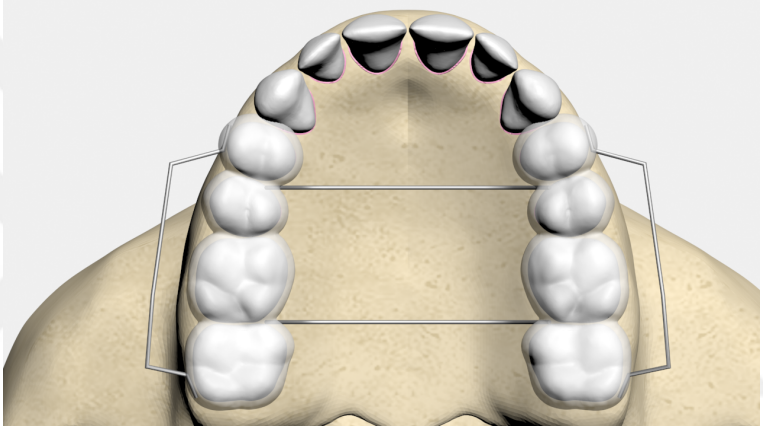
Çalışmada kullanılan maksilla kemik modelinin oluşturulması için; Visible Human Project' den tomografi verisi elde edilmiştir. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır.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

Üç boyutlu model ALTAIR Evolve yazılımına aktarılmıştır ve burada uygun maksilla kortikal kemik ve diş geometrisi modellenmiştir (Şekil 2.4), (Şekil 2.5). Kalınlığı Farnsworth' un (2011) bu konudaki çalışmasına bakılarak 1.5 mm olarak ayarlanan üç boyutlu maksilla kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak süngerimsi kemik elde edilmiştir. Literatürdeki çalışmalara uygun olarak dişlerin dış yüzeyi referans alınarak 0.25 mm kalınlığında uniform periodontal ligament (PDL) modellenmiştir (Çifter ve Saraç 2011; Uysal et al. 2019).

Hazırlanan tüm modeller ALTAIR Evolve yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



Şekil 2.4. Üst çene modelinin önden görüntüsü



Şekil 2.5. Üst çene modelinin oklüzalden görüntüsü

## 2.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ALTAIR Evolve yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra, modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller .fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarılmıştır.

## 2.4. Malzeme Tanımları

Sonlu elemanlar analizi yapılabilmesi için yazılımlar ile oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır (Tablo 2.1). Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal ve görsel olarak tanımlanmıştır.

Tablo 2.1. Çalışmada kullanılan yapıların malzeme özellikleri

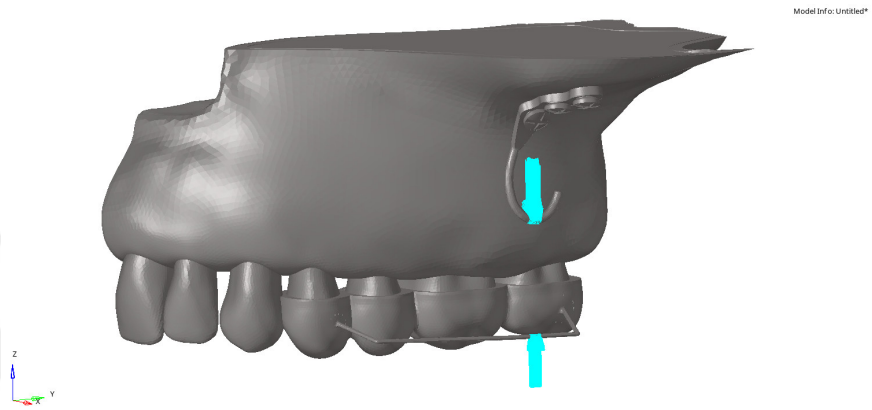
| **Malzeme** | **Elastik Modül [MPa]** | **Poisson Oranı** |
|---|---|---|
| **Kortikal Kemik** (Ammar et al. 2011) | 14700 | 0.3 |
| **Spongioz Kemik** (Ammar et al. 2011) | 1500 | 0.3 |
| **Diş** (Ammar et al. 2011) | 20700 | 0.3 |
| **Titanyum** (Holberg et al. 2014) | 110000 | 0.35 |
| **Paslanmaz Çelik** (Holberg et al. 2014) | 193000 | 0.3 |
| **Titanyum Alaşımı** (Ammar et al. 2011) | 114000 | 0.34 |
| **Akrilik** (Uysal et al. 2019) | 15 | 0.35 |
| **PDL** (Holberg et al. 2014) | 500 | 0.49 |

## 2.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

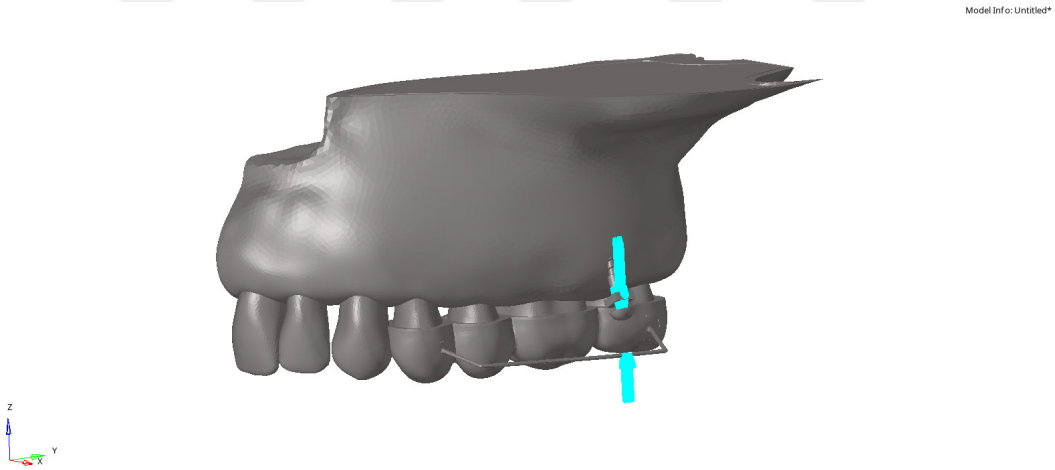
Her model için 200 gr ve 400 gr olmak üzere iki tip yükleme koşulu vardır. Mini plak modelinde kuvvet, mini plağın kancasından akrilik bloğun metal barına doğru (Şekil 2.6); IZC vida modellerinde kuvvet, IZC vidasından akrilik bloğun metal barına doğru kapalı bir yay aracılığıyla (Şekil 2.7) 1. Molar dişin aksına paralel olacak şekilde uygulanmıştır. İki farklı yükleme koşulu altında ve IZC vidasının farklı malzeme özellikleriyle toplamda altı analiz nonlineer olarak gerçekleştirilmiştir. Yükleme tanımları uygulama bölgelerinde yer alan düğüm noktalarına dağıtılarak ilgili bölgelerde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

Modeller kortikal kemiğin üst bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

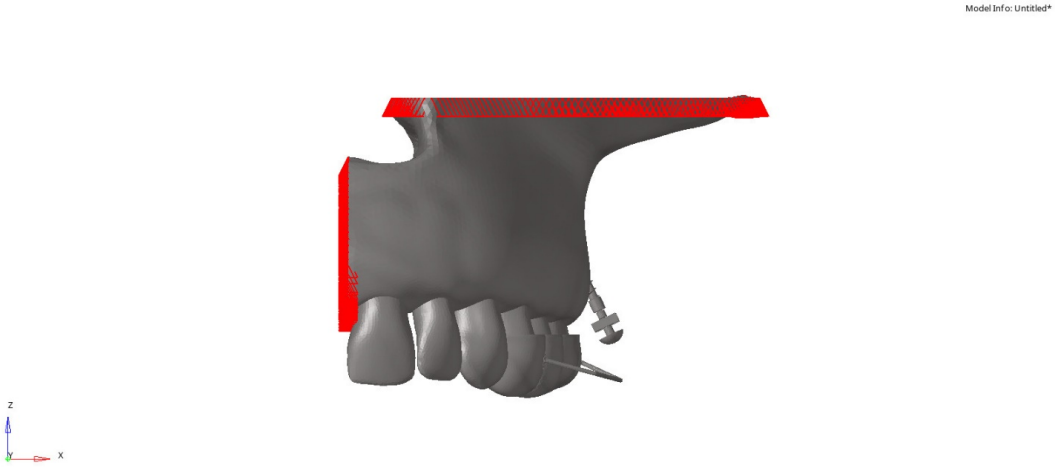
Modelde bulunan bütün parçalara; X ekseni normalinde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır (Şekil 2.8).




Şekil 2.6. Zigoma plağından uygulanan intrüzyon kuvvetinin görüntüsü




Şekil 2.7. Zigoma vidasından uygulanan intrüzyon kuvvetinin görüntüsü




Şekil 2.8. Sınır koşulları

## 2.6. Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan üç farklı analiz modeli için bilgiler Tablo 2.2.' de paylaşılmıştır.

Tablo 2.2. Modellerde kullanılan düğüm ve eleman sayıları

| | **Model - 1** | **Model - 2** |
|---|---|---|
| **İsim** | **Mini Plak** | **IZC Vida** |
| **Düğüm Sayısı** | 229810 | 206704 |
| **Eleman Sayısı** | 907427 | 820324 |

## 2.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Kortikal-süngerimsi kemik ara yüzü, akrilik blok-diş, diş-periodontal ligament-kemik temas bölgeleri FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

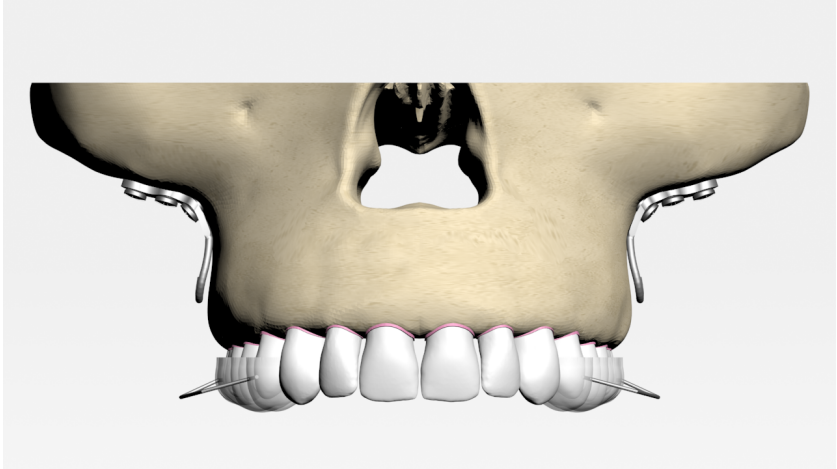
Çalışmamızda kullanılan vidalar nonosseointegre kabul edilmiştir. IZC vidasının süngerimsi ve kortikal kemikle temas bölgelerinde; mini vidanın süngerimsi ve kortikal kemikle temas bölgelerinde 0.37 sürtünme katsayılı nonlineer kontak yapısı tanımlanmıştır.

## 2.8. Senaryoların Oluşturulması

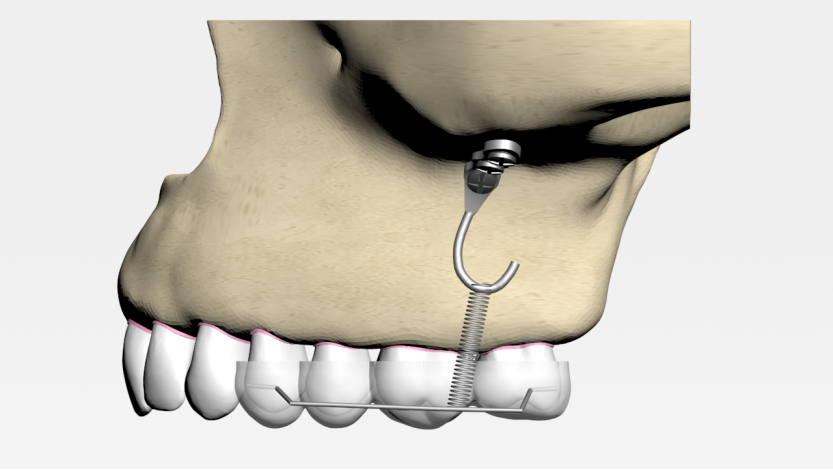
Çalışmamızda üç farklı ankraj ünitesi kullanılarak modeller elde edilmiş, aynı yönde iki farklı intrüzyon kuvveti uygulanarak ankraj ünitelerinde, kortikal kemik, süngerimsi kemik ve dişler üzerindeki basınç alanları ve yer değiştirme değerleri üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir.

### 2.8.1. Senaryo 1

Ankraj ünitesi olarak her iki tarafta zigomatik buttresse yerleştirilen I şekilli titanyum mini plak (Multipurpose Anchor MPI 1000; Tasarım Med, İstanbul, Türkiye) ve boyutları 2 mm x 5 mm 3 adet self-drilling mini vida ile kemiğe dik şekilde sabitlenmiştir. Mini plağın kancasından akrilik bloğun metal barına doğru kapalı yaylar ile 1.molar diş aksına paralel olacak şekilde 200 gr intrüzyon kuvveti uygulanmıştır (Şekil 2.9), (Şekil 2.10).



Şekil 2.9. Birinci modelin önden görünümü



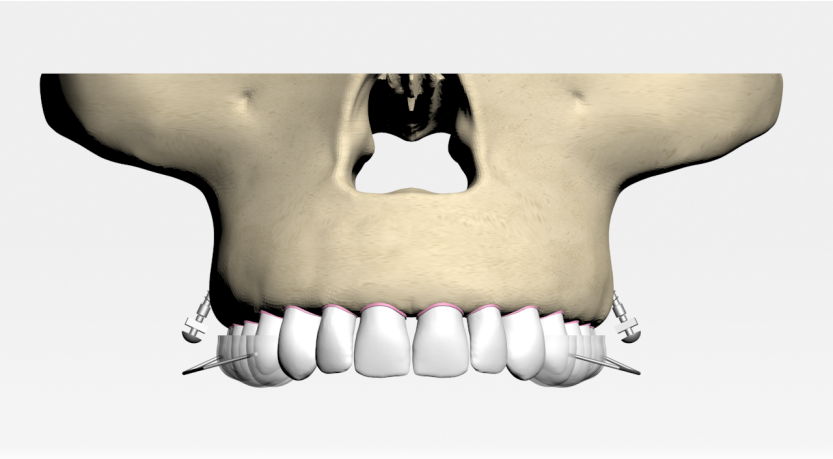
Şekil 2.10. Birinci modelin yandan görünümü

### 2.8.2. Senaryo 2

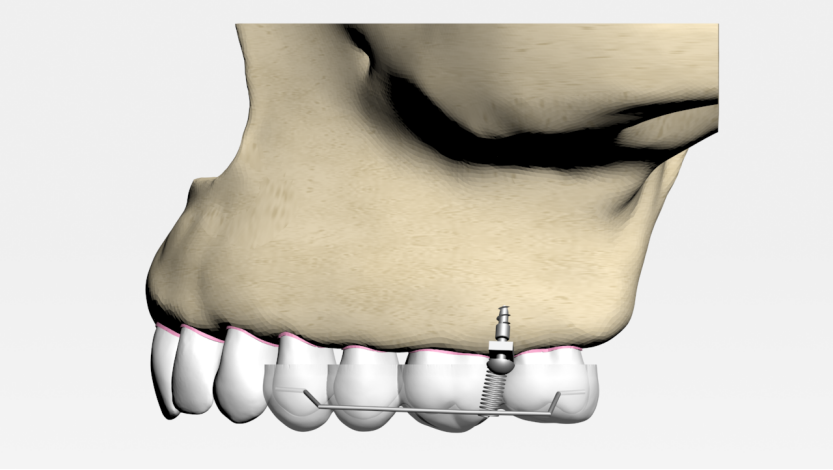
Uygulanan intrüzyon kuvveti miktarı 400 gr' dır. Diğer bütün değişkenler Senaryo 1' de belirtildiği gibidir.

### 2.8.3. Senaryo 3

Ankraj ünitesi olarak her iki tarafta birinci ve ikinci maksillar molar dişlerin kökleri arasındaki infrazigomatik kreste paslanmaz çelik 2 mm x 12 mm IZC OrthoBoneScrews (Newton's A, Hsinchu City, Taiwan) oklüzal düzlem ile 70 derece açı olacak şekilde yerleştirilmiştir. IZC vidasından akrilik bloğun metal barına doğru kapalı bir yay aracılığıyla ile molar diş aksına paralel olacak şekilde 200 gr intrüzyon kuvveti uygulanmıştır (Şekil 2.11), (Şekil 2.12).



Şekil 2.11. İkinci modelin önden görünümü



Şekil 2.12. İkinci modelin yandan görünümü

### 2.8.4. Senaryo 4

Uygulanan intrüzyon kuvveti miktarı 400 gr’ dır. Diğer bütün değişkenler Senaryo 3' de belirtildiği gibidir.

### 2.8.5. Senaryo 5

Ankraj ünitesi olarak her iki tarafta birinci ve ikinci maksillar molar dişlerin kökleri arasındaki infrazigomatik kreste titanyum alaşım 2 mm x 12 mm IZC OrthoBoneScrews (Newton's A, Hsinchu City, Taiwan) oklüzal düzlem ile 70 derece açı olacak şekilde yerleştirilmiştir. IZC vidasından akrilik bloğun metal barına doğru kapalı bir yay aracılığıyla ile molar diş aksına paralel olacak şekilde 200 gr intrüzyon kuvveti uygulanmıştır.

### 2.8.6. Senaryo 6

Uygulanan intrüzyon kuvveti miktarı 400 gr’ dır. Diğer bütün değişkenler Senaryo 5' de belirtildiği gibidir.

# 3. BULGULAR

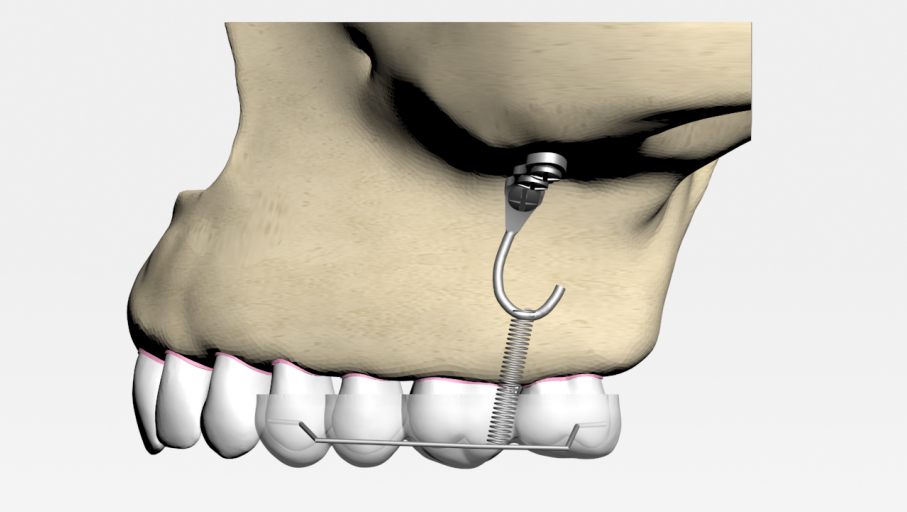
Bu çalışmada üç farklı ankraj ünitesine iki farklı intrüzyon kuvveti uygulanarak, kemiklerde, dişlerde ve ankraj ünitelerinde meydana gelen gerilme ve yer değiştirme değerleri değerlendirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen gerilme ve yer değiştirme değerleri renk skalasına göre gösterilmiş, gerilme değerleri Mega Paskal ($MPa=N/mm^2$), yer değiştirme değerleri ise milimetre (mm) cinsinden verilmiştir. Ortalama stres değerleri için von Mises gerilme değerleri, çekme ve sıkışma stres değerleri için maksimum ve minimum asal gerilme değerleri kullanılmıştır. Maksimum asal gerilme çekme tipi asal gerilmeleri gösterirken, minimum asal gerilme sıkışma tipi asal gerilmeleri göstermektedir. Maksimum asal gerilmeler pozitif (+) değerler ile gösterilirken, minimum asal gerilmeler negatif (-) değerler ile gösterilmektedir. Hangi tip gerilmenin daha baskın olduğunu bulabilmek için ise gerilmelerin mutlak değerleri karşılaştırılır.

Yer değiştirmeler transversal (x), sagital (y) ve vertikal (z) olmak üzere üç farklı eksende değerlendirilmiştir. Analiz sonuçlarının gösterildiği görsellerin altında x, y ve z eksenlerini belirten oklar yer almaktadır. X ekseninde + değerler lateral hareketi, - değerler medial hareketi, y ekseninde + değerler posterior hareketi, - değerler anterior hareketi, z ekseninde + değerler apikale hareketi, - değerler kuronale hareketi göstermektedir.

## 3.1. Birinci Senaryoya Ait Bulgular

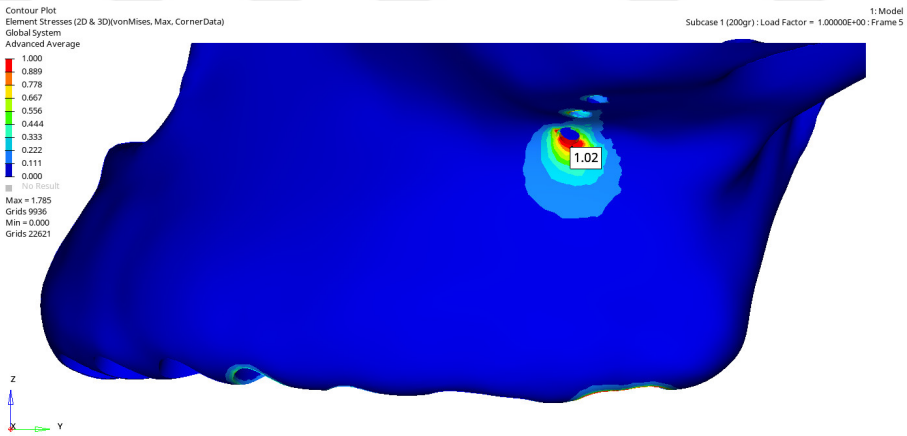
Birinci senaryomuzda intrüzyon apareyinden, zigoma plağına 200 gr kuvvet uygulaması yapılmıştır (Şekil 3.1).



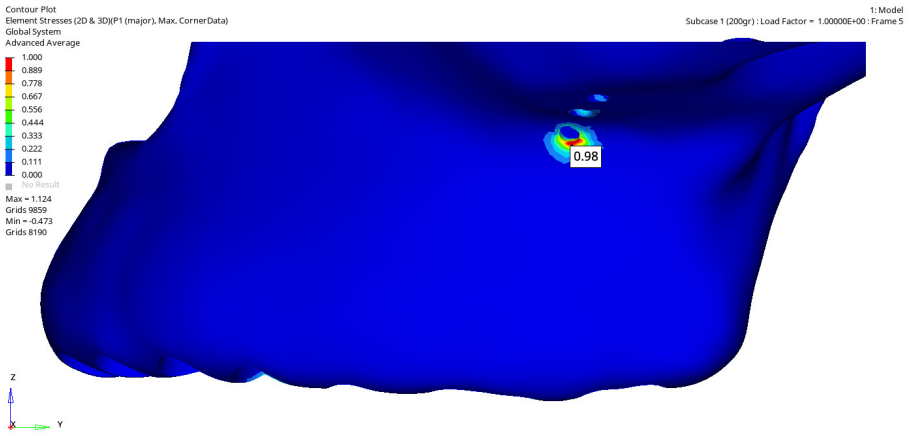
Şekil 3.1. Zigoma plağından intrüzyon kuvveti uygulanması

### 3.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

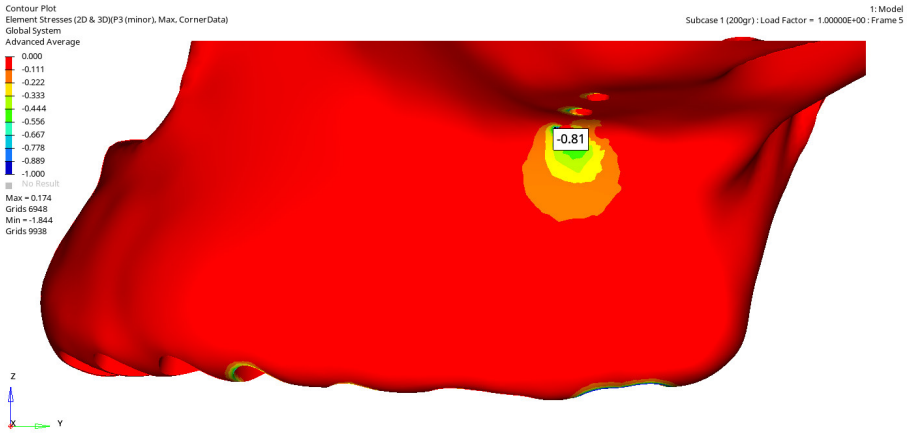
Kortikal kemikteki en yüksek gerilme değerleri zigoma plağını sabitleyen birinci mini vidanın inferiorunda izlenmiştir. Bu bölgede von Mises gerilme değeri 1.02 MPa (Şekil 3.2), maksimum asal gerilme değeri 0.98 MPa (Şekil 3.3), minimum asal gerilme değeri -0.81 MPa' dır (Şekil 3.4).




Şekil 3.2. Birinci senaryoda kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi



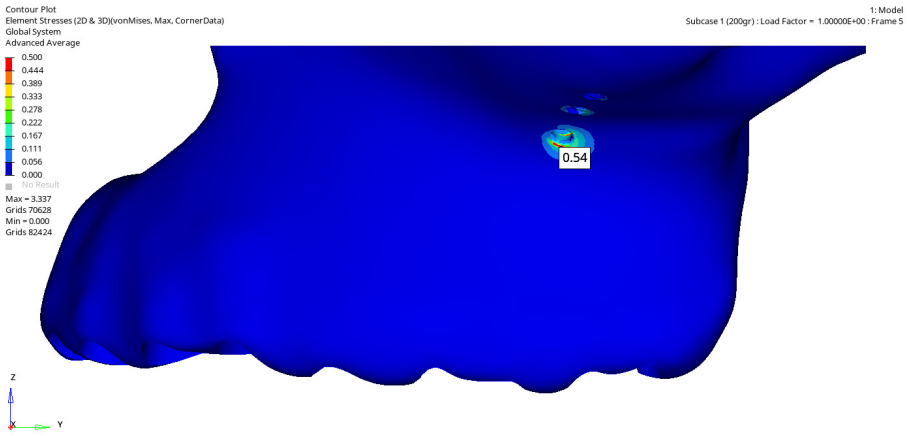

Şekil 3.3. Birinci senaryoda kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme



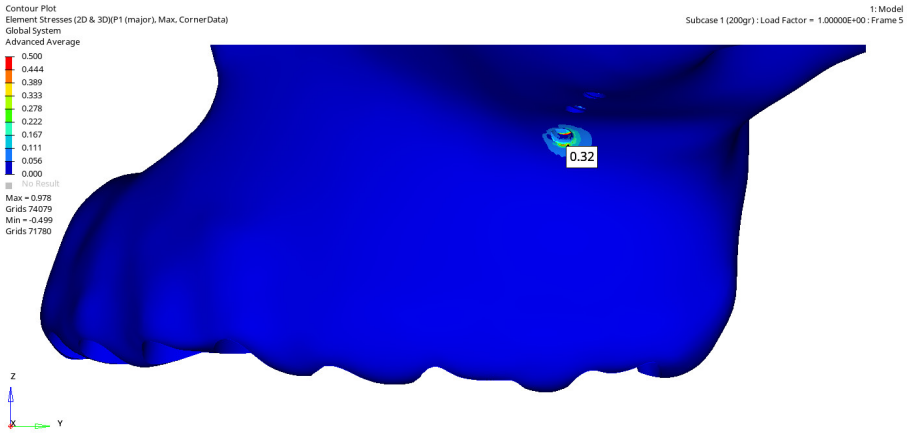

Şekil 3.4. Birinci senaryoda kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme

### 3.1.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

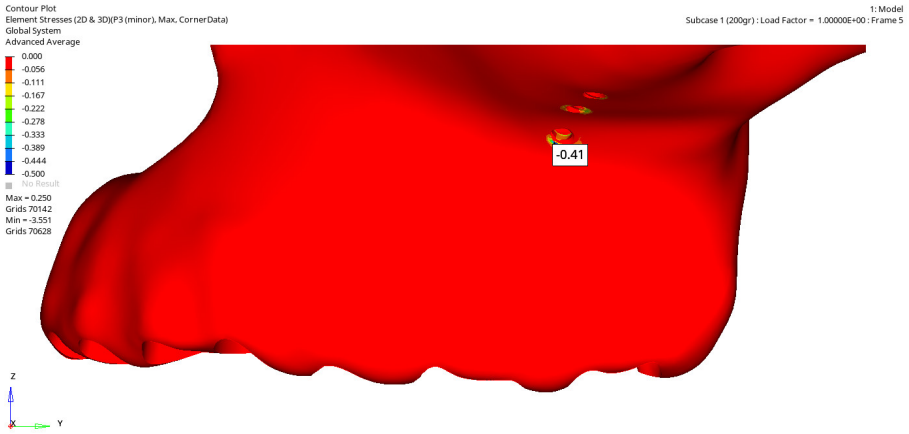
Süngerimsi kemikteki en yüksek gerilme değerleri zigoma plağını sabitleyen birinci mini vidanın inferiorunda izlenmiştir. Bu bölgede von Mises gerilme değeri 0.54 MPa (Şekil 3.5), maksimum asal gerilme değeri 0.32 MPa (Şekil 3.6), minimum asal gerilme değeri -0.41 MPa' dır (Şekil 3.7).




Şekil 3.5. Birinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi



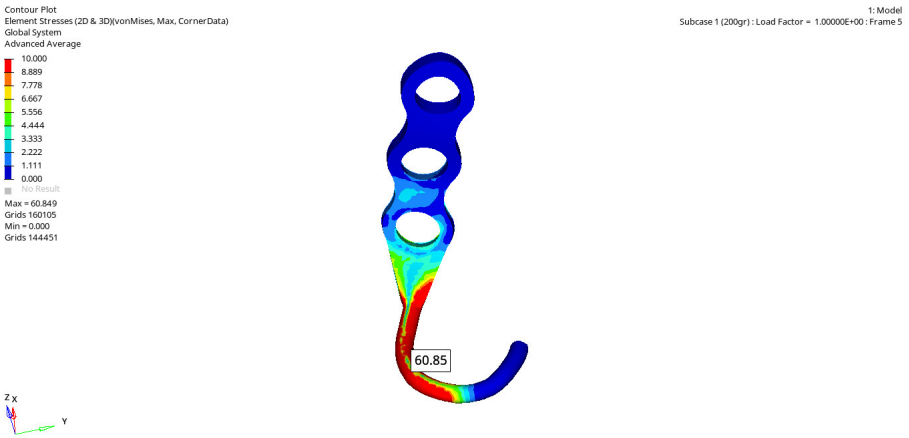

Şekil 3.6. Birinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait maksimum asal gerilme




Şekil 3.7. Birinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait minimum asal gerilme

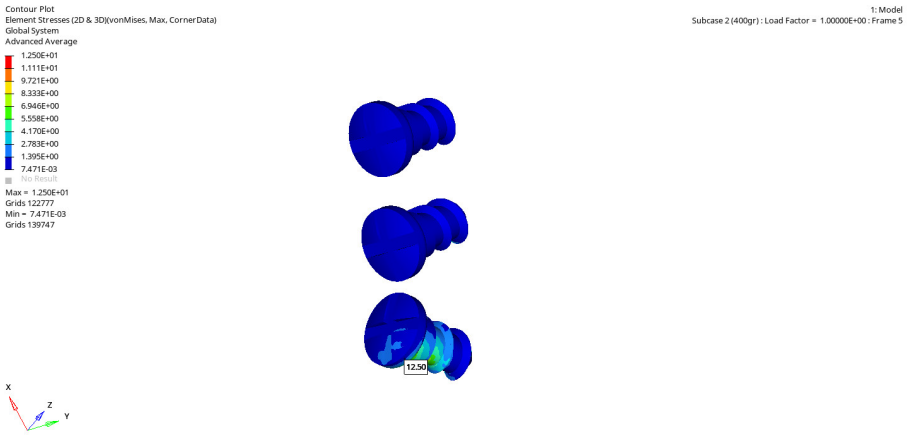
### 3.1.3. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Von Mises Gerilmesinin Değerlendirilmesi

Zigoma plağının en fazla stres birikimi kuvvetin uygulandığı uç kısmında olmuştur. Buradaki von Mises değeri 60.85 MPa'dır (Şekil 3.8).

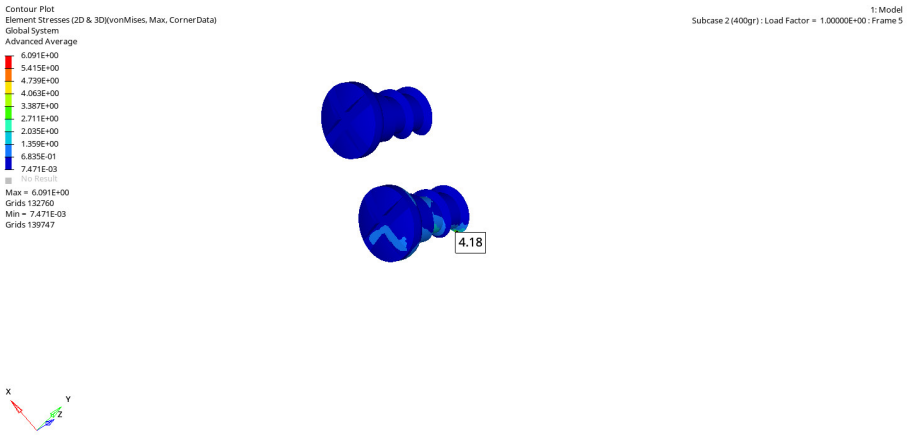



Şekil 3.8. Birinci senaryoda zigoma plağına ait von Mises gerilmesi

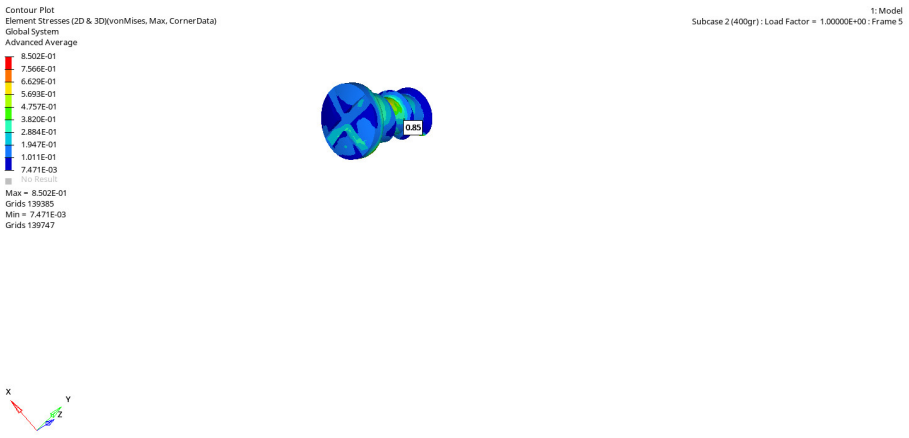
Zigoma plağını sabitleyen vidaların en yüksek stres değerleri birinci vidada birinci yiv hizasında, ikinci vidadaki üçüncü yiv hizasında, üçüncü vidada ise ikinci yiv hizasındadır. Sırasıyla von Mises gerilme değerleri ise 12.5 MPa (Şekil 3.9), 4.18 MPa (Şekil 3.10), 0.85 MPa' dır (Şekil 3.11).




Şekil 3.9. Birinci senaryoda birinci mini vidaya ait von Mises gerilmesi




Şekil 3.10. Birinci senaryoda ikinci mini vidaya ait von Mises gerilmesi



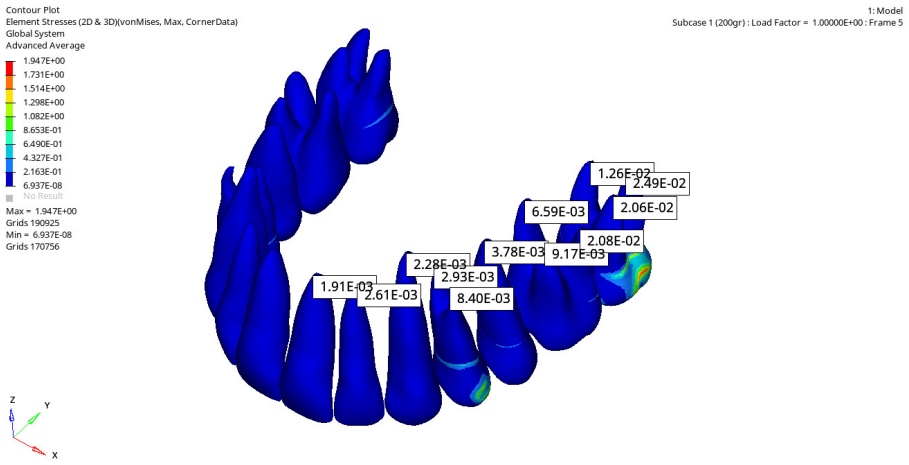

Şekil 3.11. Birinci senaryoda üçüncü mini vidaya ait von Mises gerilmesi

### 3.1.4. Diş Köklerinde Oluşan Von Mises Gerilemesinin Değerlendirilmesi

Diş köklerinde stres birikimi en fazla üst ikinci molar dişin distobukkal kökünde olmak üzere gerilme değeri 24.90 x $10^{-3}$ MPa' dır. En az stres birikimi ise birinci premolar dişin palatinal kökünde izlenmiş olup değeri 2.93 x $10^{-3}$ MPa' dır (Şekil 3.12), (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Birinci senaryoda diş köklerinin von Mises gerilme değerleri

| Diş | Kök | von Mises (MPa) |
|---|---|---|
| Birinci Premolar | Bukkal | 8.40 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 2.93 x $10^{-3}$ |
| İkinci Premolar | | 3.78 x $10^{-3}$ |
| Birinci Molar | Meziobukkal | 9.17 x $10^{-3}$ |
| | Distobukkal | 20.80 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 5.59 x $10^{-3}$ |
| İkinci Molar | Meziobukkal | 20.60 x $10^{-3}$ |
| | Distobukkal | 24.90 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 12.60 x $10^{-3}$ |




Şekil 3.12. Birinci senaryoda diş köklerine ait von Mises gerilmeleri

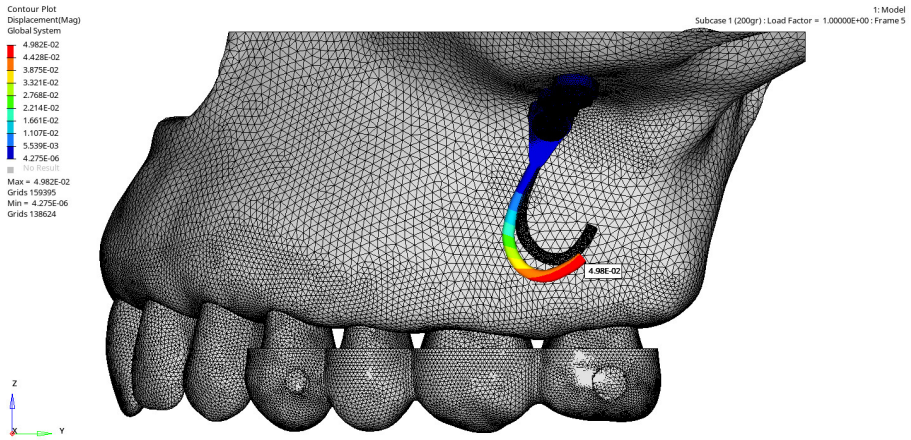
### 3.1.5. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

Zigoma plağının uç kısmındaki toplam yer değiştirme miktarı 498 x $10^{-4}$ mm' dir. Zigoma plağını sabitleyen birinci vidada toplam yer değiştirme 6.17 x $10^{-4}$ mm, ikinci vidada 1.87 x $10^{-4}$ mm, üçüncü mini vidada 1.01 x $10^{-4}$ mm' dir.

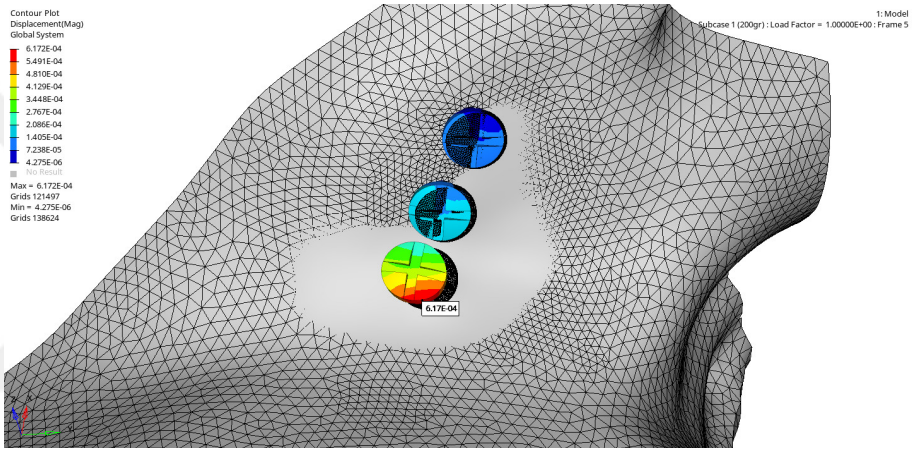
Birinci, ikinci ve üçüncü mini vidalar en fazla sagital yönde anteriora doğru hareket etmiştir. En az hareket birinci mini vidada vertikal yönde, ikinci ve üçüncü vidada ise transvers yönde olmuştur. Vidaların yer değiştirme miktarları Tablo 3.2' de, zigoma plağı ve vidalardaki toplam yer değiştirme Şekil 3.13 ve Şekil 3.14' de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Birinci senaryoda mini vidaların yer değiştirme miktarı

| | X yönü (transversal) | Y yönü (sagital) | Z yönü (vertikal) | Toplam yer değiştirme |
|---|---|---|---|---|
| Birinci vida | 3.96 x $10^{-4}$ | -4.44 x $10^{-4}$ | 2.17 x $10^{-4}$ | 6.17 x $10^{-4}$ |
| İkinci vida | 0.79 x $10^{-4}$ | -1.54 x $10^{-4}$ | 1.42 x $10^{-4}$ | 1.87 x $10^{-4}$ |
| Üçüncü vida | 0.30 x $10^{-4}$ | -0.87 x $10^{-4}$ | 0.79 x $10^{-4}$ | 1.01 x $10^{-4}$ |




Şekil 3.13. Birinci senaryoda zigoma plağındaki toplam yer değiştirme



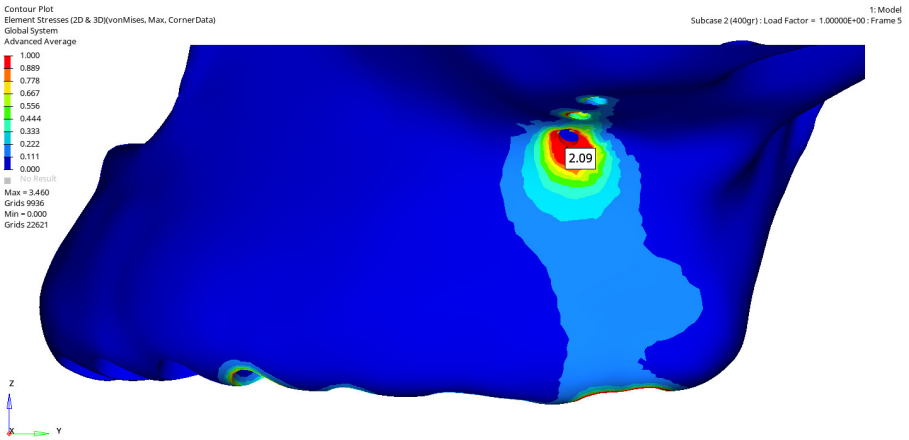

Şekil 3.14. Birinci senaryoda vidalara ait toplam yer değiştirme

## 3.2. İkinci Senaryoya Ait Bulgular

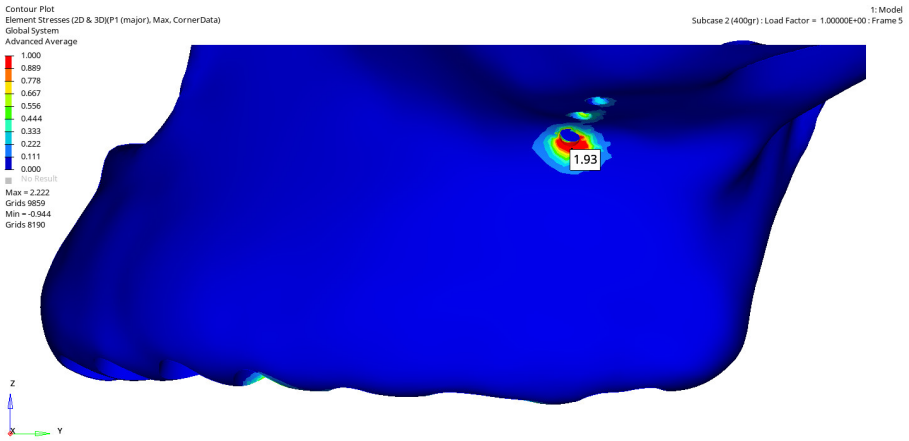
İkinci senaryomuzda intrüzyon apareyinden, zigoma plağına 400 gr kuvvet uygulaması yapılmıştır.

### 3.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

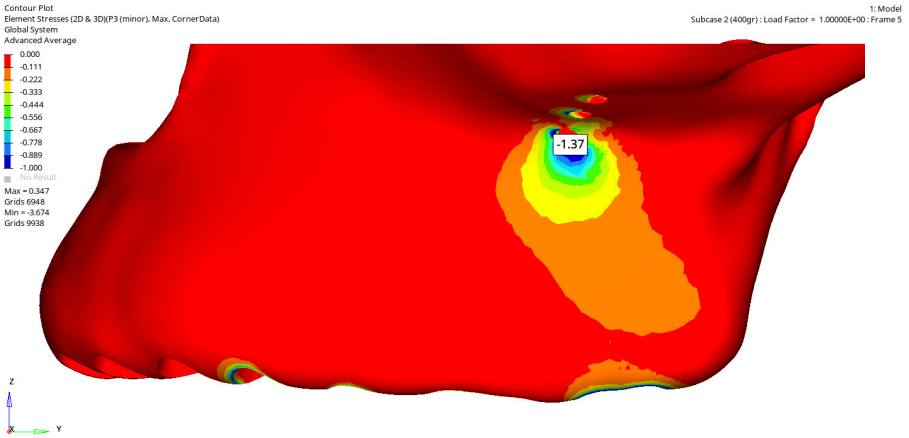
Kortikal kemikteki en yüksek gerilme değerleri zigoma plağını sabitleyen birinci mini vidanın inferiorunda izlenmiştir. Bu bölgede von Mises gerilme değeri 2.09 MPa (Şekil 3.15), maksimum asal gerilme değeri 1.93 MPa (Şekil 3.16), minimum asal gerilme değeri -1.37 MPa' dır (Şekil 3.17).




Şekil 3.15. İkinci senaryoda kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi




Şekil 3.16. İkinci senaryoda kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme

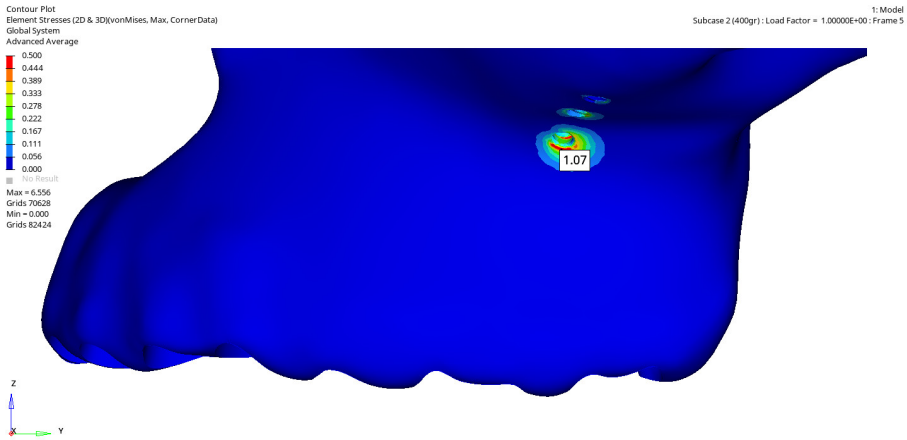



Şekil 3.17. İkinci senaryoda kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme

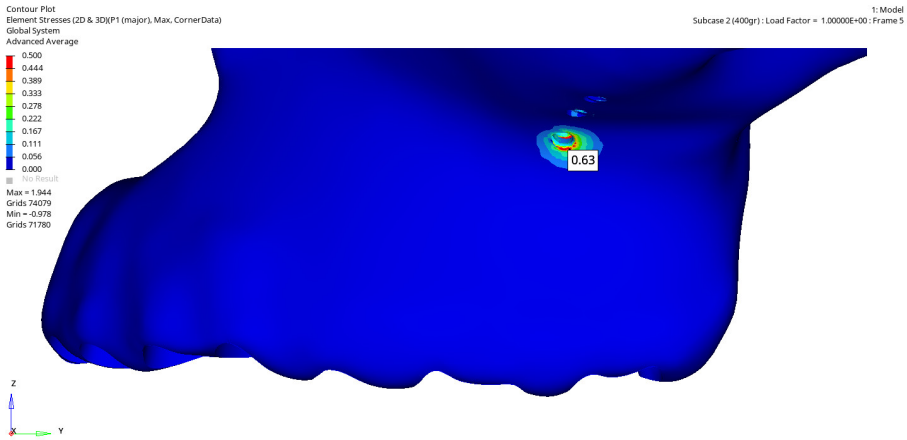
### 3.2.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Süngerimsi kemikteki en yüksek gerilme değerleri zigoma plağını sabitleyen birinci mini vidanın inferiorunda izlenmiştir. Bu bölgede von Mises gerilme değeri 1.07 MPa

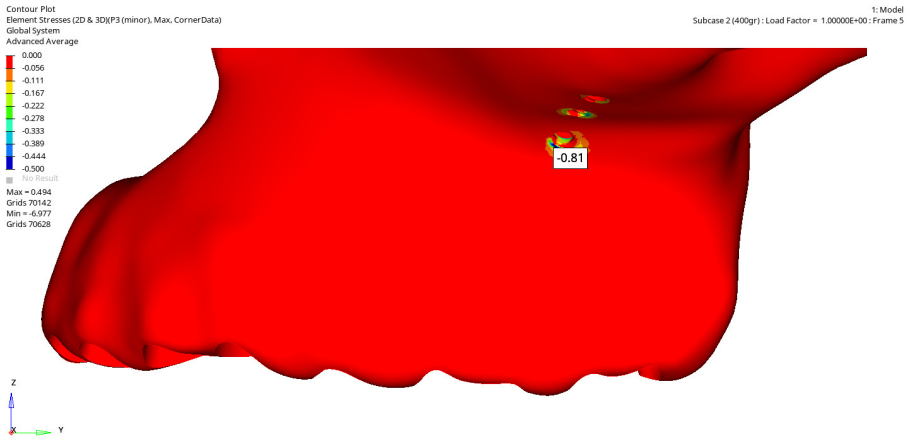
(Şekil 3.18), maksimum asal gerilme değeri 0.63 MPa (Şekil 3.19), minimum asal gerilme değeri -0.81 MPa' dır (Şekil 3.20).




Şekil 3.18. İkinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi



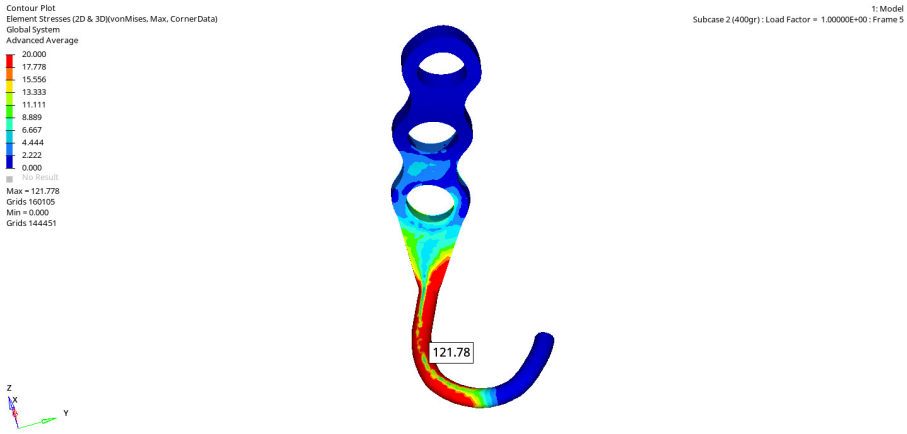

Şekil 3.19. İkinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait maksimum asal gerilme




Şekil 3.20. İkinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait minimum asal gerilme

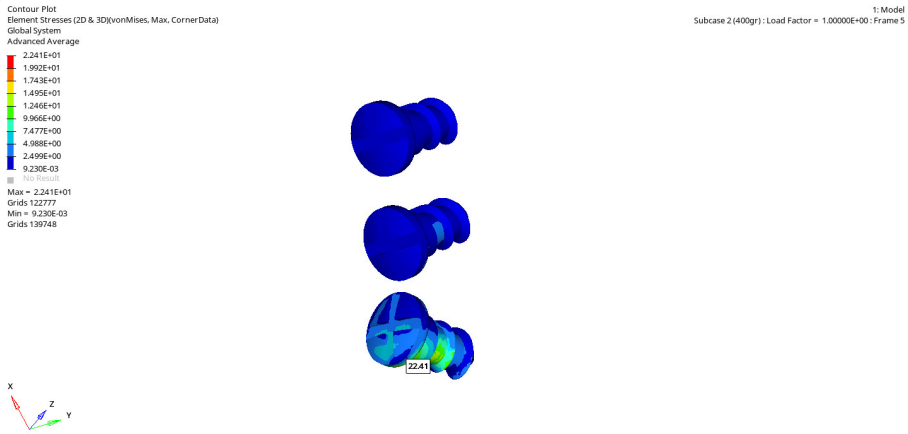
### 3.2.3. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Von Mises Gerilmesinin Değerlendirilmesi

Zigoma plağının en fazla stres birikimi kuvvetin uygulandığı uç kısmında olmuştur. Buradaki von Mises değeri 121.78 MPa' dır (Şekil 3.21).

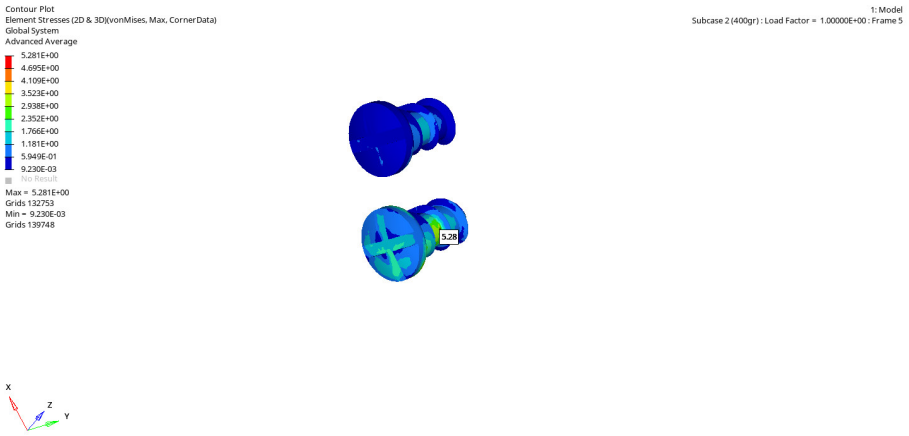



Şekil 3.21. İkinci senaryoda zigoma plağına ait von Mises gerilmesi

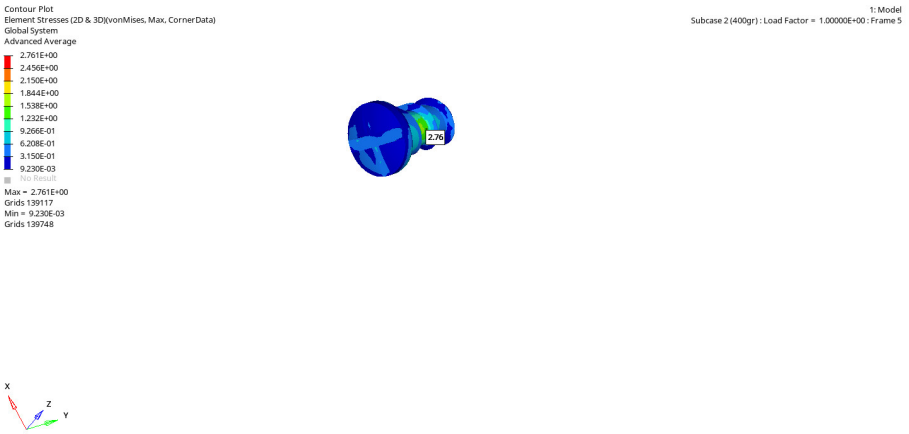
Zigoma plağını sabitleyen vidaların en yüksek stres değerleri birinci vidada birinci yiv hizasında, ikinci ve üçüncü vidada ise ikinci yiv hizasındadır. Sırasıyla von Mises gerilme değerleri ise 22.41 MPa (Şekil 3.22), 5.28 MPa (Şekil 3.23), 2.76 MPa' dır (Şekil 3.24).




Şekil 3.22. İkinci senaryoda birinci mini vidaya ait von Mises gerilmesi




Şekil 3.23. İkinci senaryoda ikinci mini vidaya ait von Mises gerilmesi



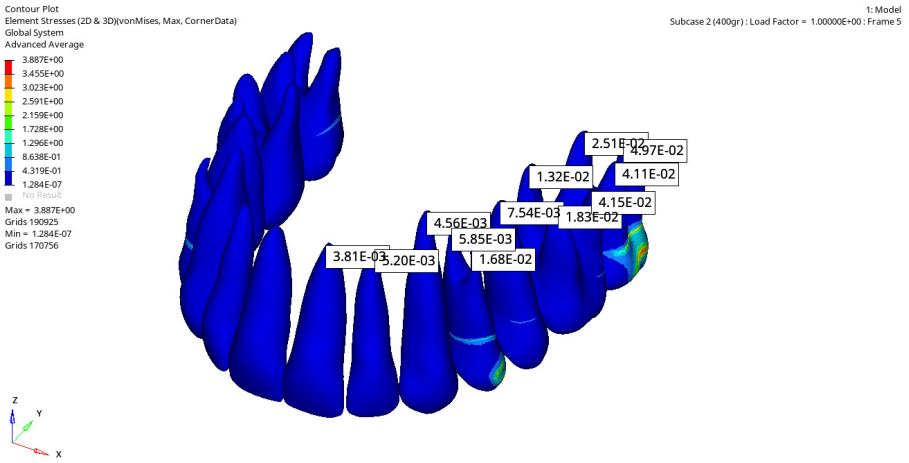

Şekil 3.24. İkinci senaryoda üçüncü mini vidaya ait von Mises gerilmesi

### 3.2.4. Diş Köklerinde Oluşan Von Mises Gerilemesinin Değerlendirilmesi

Diş köklerinde stres birikimi en fazla üst ikinci molar dişin distobukkal kökünde olmak üzere gerilme değeri 49.70 x $10^{-3}$ MPa' dır. En az stres birikimi ise birinci premolar dişin palatinal kökünde izlenmiş olup değeri 5.85 x $10^{-3}$ MPa' dır (Şekil 3.25), (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. İkinci senaryoda diş köklerinin von Mises gerilme değerleri

| Diş | Kök | von Mises (MPa) |
|---|---|---|
| Birinci Premolar | Bukkal | 16.80 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 5.85 x $10^{-3}$ |
| İkinci Premolar | | 7.54 x $10^{-3}$ |
| Birinci Molar | Meziobukkal | 18.30 x $10^{-3}$ |
| | Distobukkal | 41.50 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 13.2 x $10^{-3}$ |
| İkinci Molar | Meziobukkal | 41.10 x $10^{-3}$ |
| | Distobukkal | 49.70 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 25.10 x $10^{-3}$ |




Şekil 3.25. Birinci senaryoda diş köklerine ait von Mises gerilmeleri

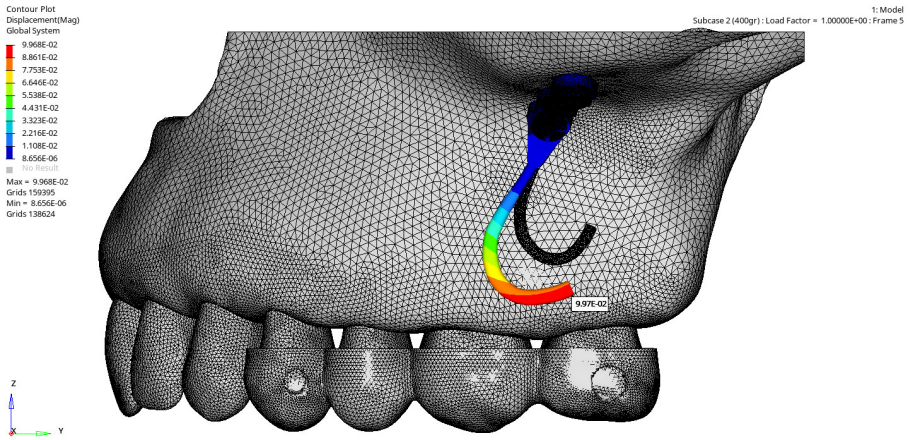
### 3.2.5. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

Zigoma plağının uç kısmındaki toplam yer değiştirme miktarı 997 x $10^{-4}$ mm' dir. Zigoma plağını sabitleyen birinci vidada toplam yer değiştirme 12.3 x $10^{-4}$ mm, ikinci vidada 3.71 x $10^{-4}$ mm, üçüncü mini vidada 2.02 x $10^{-4}$ mm' dir.

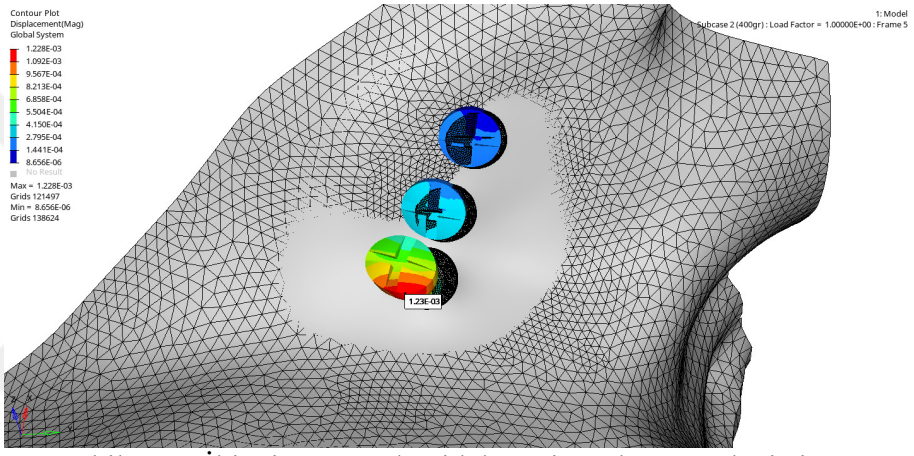
Birinci, ikinci ve üçüncü mini vidalar en fazla sagital yönde anteriora doğru hareket etmiştir. En az hareket birinci mini vidada vertikal yönde, ikinci ve üçüncü vidada ise transvers yönde olmuştur. Vidaların yer değiştirme miktarları Tablo 3.4' de, zigoma plağı ve vidalardaki toplam yer değiştirme Şekil 3.26 ve Şekil 3.27' de gösterilmiştir.

Tablo 3.4. İkinci senaryoda mini vidaların yer değiştirme miktarı

| | X yönü (transversal) | Y yönü (sagital) | Z yönü (vertikal) | Toplam yer değiştirme |
|---|---|---|---|---|
| Birinci vida | 7.90 x $10^{-4}$ | -8.79 x $10^{-4}$ | 4.30 x $10^{-4}$ | 12.3 x $10^{-4}$ |
| İkinci vida | 1.57 x $10^{-4}$ | -3.05 x $10^{-4}$ | 2.83 x $10^{-4}$ | 3.71 x $10^{-4}$ |
| Üçüncü vida | 0.60 x $10^{-4}$ | -1.73 x $10^{-4}$ | 1.58 x $10^{-4}$ | 2.02 x $10^{-4}$ |



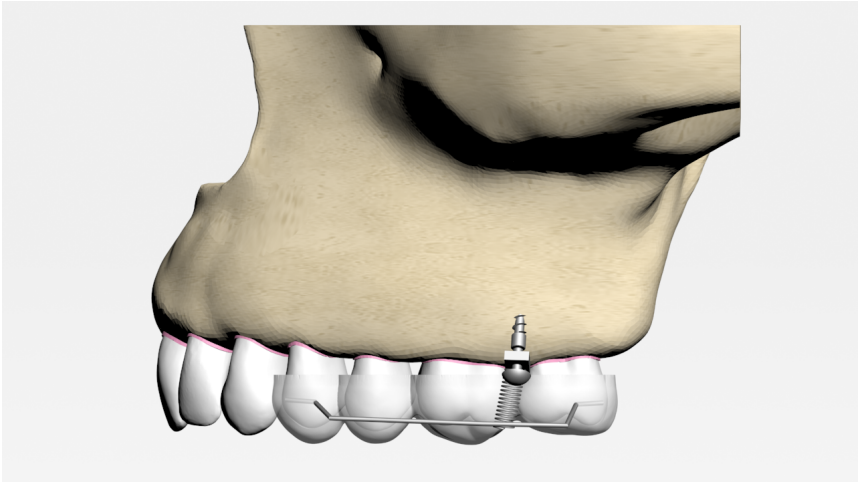

Şekil 3.26. İkinci senaryoda zigoma plağındaki toplam yer değiştirme




Şekil 3.27. İkinci senaryoda vidalara ait toplam yer değiştirme

### 3.3. Üçüncü Senaryoya Ait Bulgular

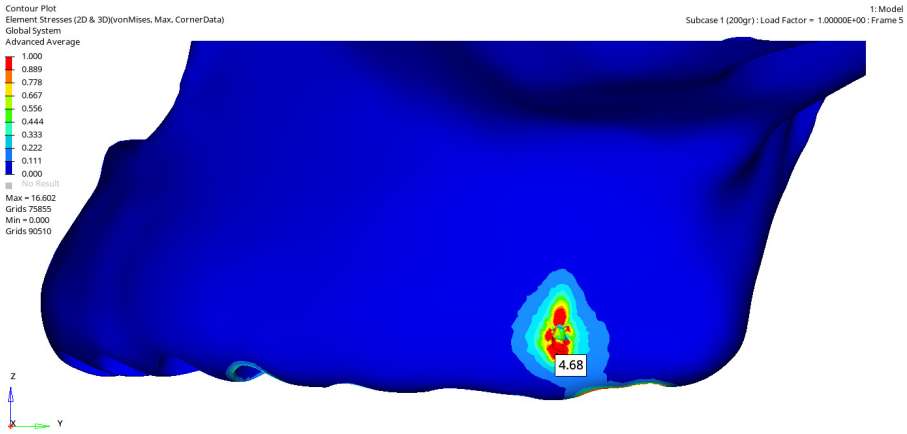
Üçüncü senaryomuzda intrüzyon apareyinden paslanmaz çelik (SS) IZC mini vidasına 200 gr intrüzyon kuvveti uygulanmıştır (Şekil 3.27).



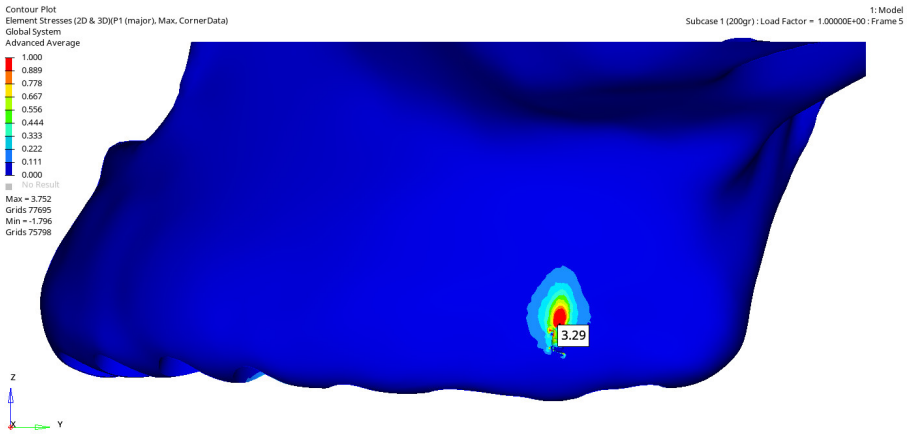
Şekil 3.28. IZC mini vidasından intrüzyon kuvveti uygulanması

### 3.3.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Kortikal kemikteki en yüksek von Mises gerilme değerleri IZC mini vidasının kemik ile temasının inferiorunda izlenmiş, değeri 4.68 MPa' dır (Şekil 3.29). En yüksek maksimum asal gerilme değeri 3,29 MPa olup IZC mini vidasının kemik ile temasının superiorunda izlenmiştir (Şekil 3.30). En yüksek minimum asal gerilme değeri -6.98 MPa' dır ve IZC mini vidasının kemik ile temasının inferiorunda izlenmiştir (Şekil 3.31).




Şekil 3.29. Üçüncü senaryoda kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi

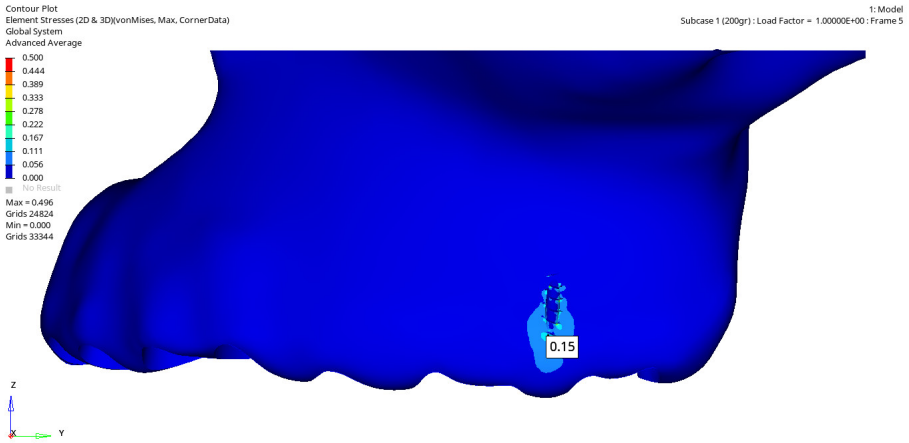



Şekil 3.30. Üçüncü senaryoda kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme

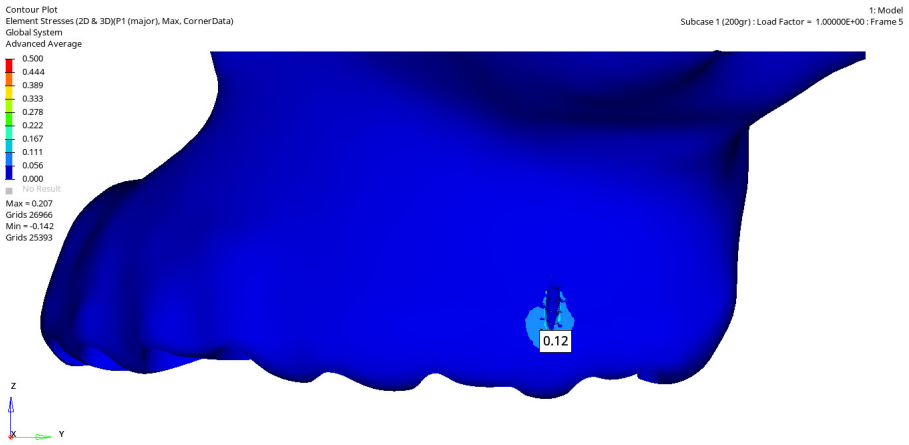
Şekil 3.31. Üçüncü senaryoda kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme

### 3.3.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

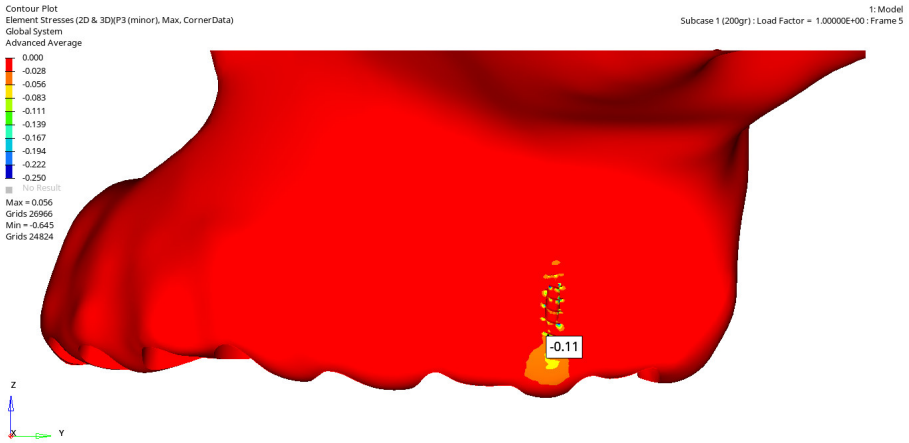
Süngerimsi kemikteki en yüksek gerilme değerleri IZC mini vidasının kemik ile temasının inferiorunda izlenmiştir. Bu bölgede von Mises gerilme değeri 0,15 MPa (Şekil 3.32), maksimum asal gerilme değeri 0.12 MPa (Şekil 3.33), minimum asal gerilme değeri -0.11 MPa' dır (Şekil 3.34).




Şekil 3.32. Üçüncü senaryoda süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi



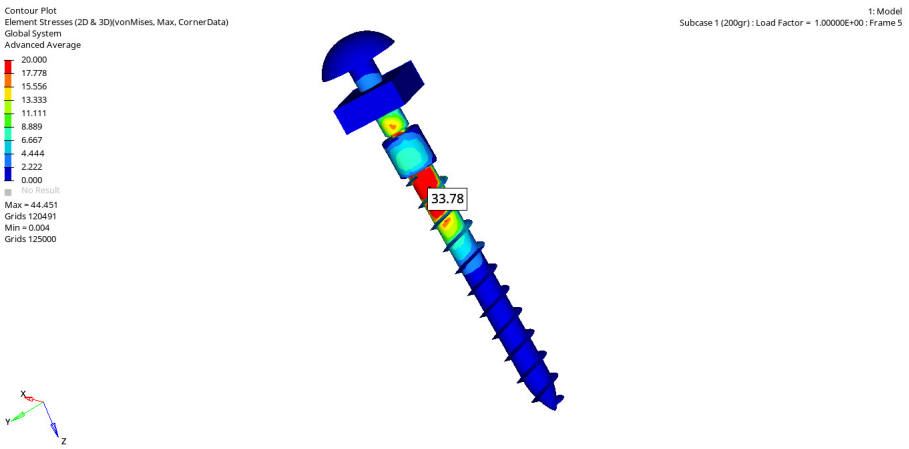

Şekil 3.33. Üçüncü senaryoda süngerimsi kemiğe ait maksimum asal gerilme




Şekil 3.34. Üçüncü senaryoda süngerimsi kemiğe ait minimum asal gerilme

### 3.3.3. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Von Mises Gerilmesinin Değerlendirilmesi

Paslanmaz çelik IZC mini vidasında en fazla stres birikimi birinci yiv hizasında olmuştur. Buradaki von Mises değeri 33.78 MPa'dır (Şekil 3.35).



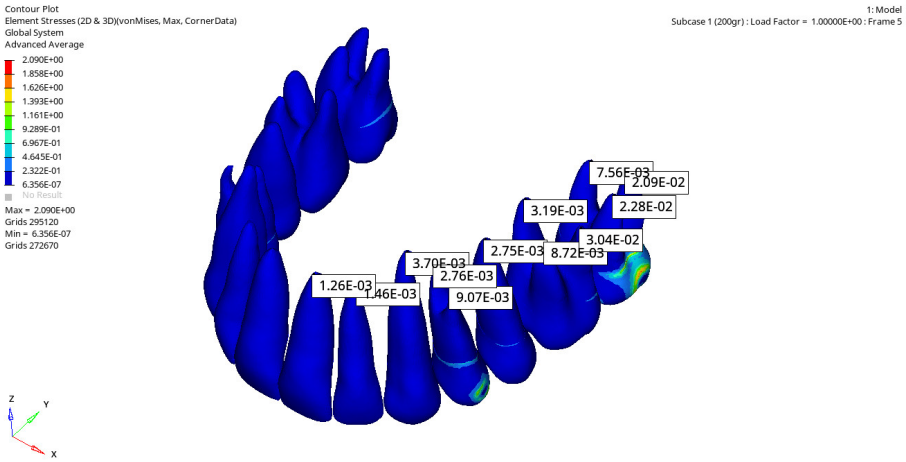

Şekil 3.35. Üçüncü senaryoda SS IZC mini vidasına ait von Mises gerilmesi

### 3.3.4. Diş Köklerinde Oluşan Von Mises Gerilemesinin Değerlendirilmesi

Diş köklerinde stres birikimi en fazla üst birinci molar dişin distobukkal kökünde olmak üzere gerilme değeri 30.40 x $10^{-3}$ MPa' dır. En az stres birikimi ise ikinci premolar dişin kökünde izlenmiş olup değeri 2.75 x $10^{-3}$ MPa' dır (Şekil 3.36), (Tablo 3.5).

Tablo 3.5. Üçüncü senaryoda diş köklerinin von Mises gerilme değerleri

| Diş | Kök | von Mises (MPa) |
|---|---|---|
| Birinci Premolar | Bukkal | 9.07 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 2.76 x $10^{-3}$ |
| İkinci Premolar | | 2.75 x $10^{-3}$ |
| Birinci Molar | Meziobukkal | 8.72 x $10^{-3}$ |
| | Distobukkal | 30.40 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 3.19 x $10^{-3}$ |
| İkinci Molar | Meziobukkal | 22.8 x $10^{-3}$ |
| | Distobukkal | 20.90 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 7.56 x $10^{-3}$ |



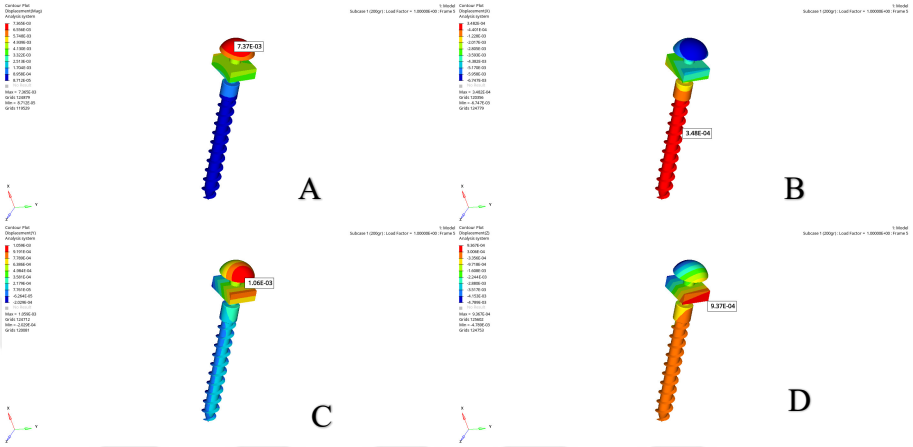

Şekil 3.36. Üçüncü senaryoda diş köklerine ait von Mises gerilmeleri

### 3.3.5. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

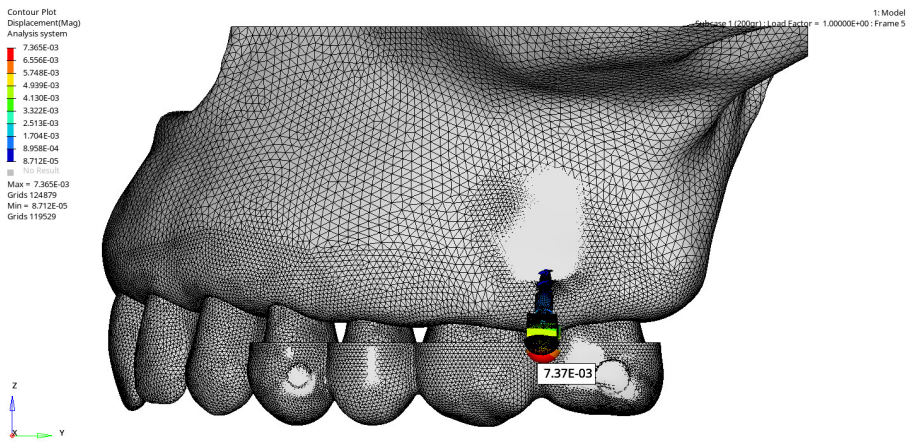
Paslanmaz çelik IZC mini vidasının kemik içindeki toplam yer değiştirme miktarı 73.7 x $10^{-4}$ mm' dir. Vida başı en fazla mediale, en az posteriora hareket etmiştir. Vida başı transversal yönde -67,47 x $10^{-4}$ mm, sagital yönde 10.60 x $10^{-4}$ mm, vertikal yönde -47.89 x $10^{-4}$ mm yer değiştirmiştir (Şekil 3.37), (Tablo 3.6). IZC vidasının toplam yer değiştirmeleri Şekil 3.38 ve Şekil 3.39' da gösterilmiştir.

Tablo 3.6. Üçüncü senaryoda mini vida başının yer değiştirme miktarı

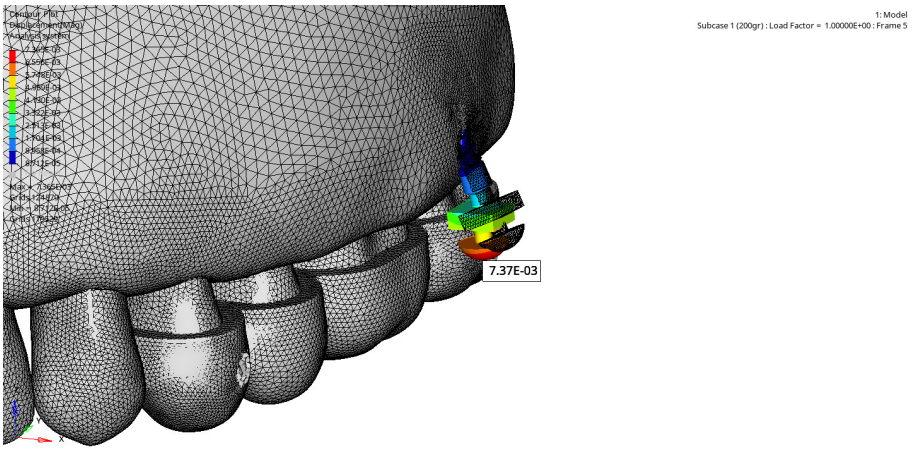
| | X yönü (transversal) | Y yönü (sagital) | Z yönü (vertikal) | Toplam yer değiştirme |
|---|---|---|---|---|
| Vida Başı | -67.47 x $10^{-4}$ | 10.60 x $10^{-4}$ | -47.89 x $10^{-4}$ | 73.7 x $10^{-4}$ |




Şekil 3.37. Üçüncü senaryoda SS IZC mini vidasının yer değiştirme görüntüleri: (A) Toplam yer değiştirme, (B) Transversal yöndeki yer değiştirme, (C) Sagital yöndeki yer değiştirme, (D) Vertikal yöndeki yer değiştirme




Şekil 3.38. Üçüncü senaryoda SS IZC mini vidasının yer değiştirmesinin yandan görünümü



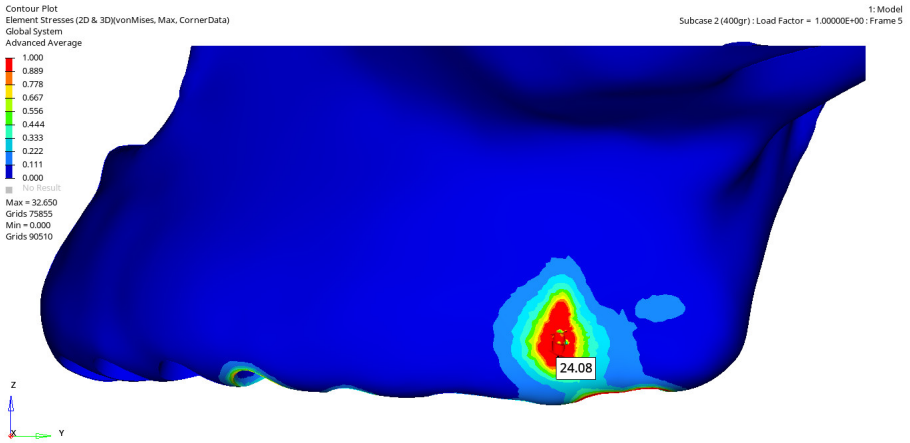

Şekil 3.39. Üçüncü senaryoda SS IZC mini vidasının yer değiştirmesinin önden görünümü

## 3.4. Dördüncü Senaryoya Ait Bulgular

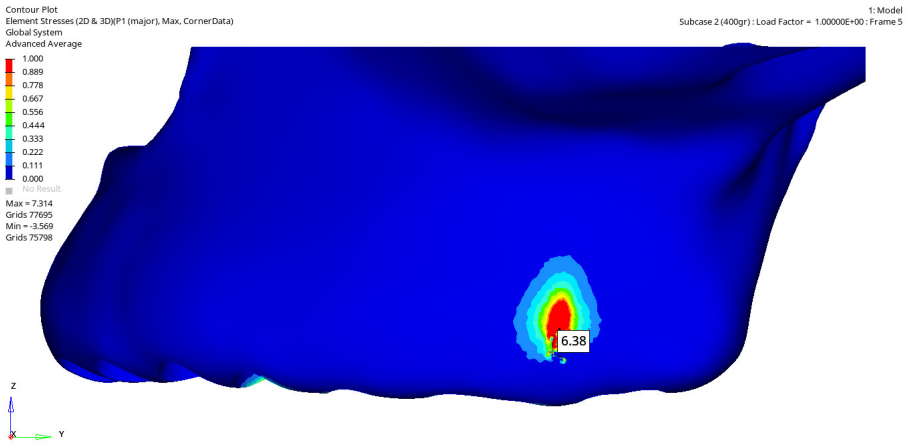
Dördüncü senaryomuzda intrüzyon apareyinden paslanmaz çelik (SS) IZC mini vidasına 400 gr intrüzyon kuvveti uygulanmıştır.

### 3.4.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

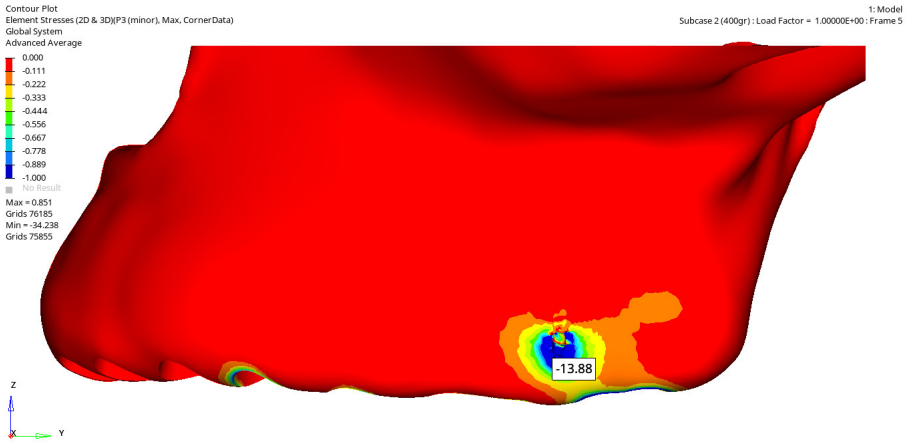
Kortikal kemikteki en yüksek von Mises gerilme değerleri IZC mini vidasının kemik ile temasının inferiorunda izlenmiş, değeri 24.08 MPa' dır (Şekil 3.40). En yüksek maksimum asal gerilme değeri 6,38 MPa olup IZC mini vidasının kemik ile temasının superiorunda izlenmiştir (Şekil 3.41). En yüksek minimum asal gerilme değeri -13.88 MPa' dır ve IZC mini vidasının kemik ile temasının inferiorunda izlenmiştir (Şekil 3.42).




Şekil 3.40. Dördüncü senaryoda kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi



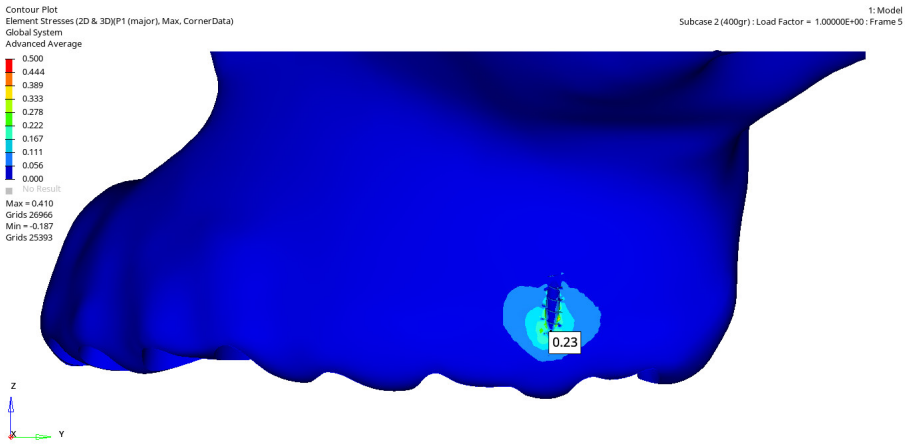

Şekil 3.41. Dördüncü senaryoda kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme



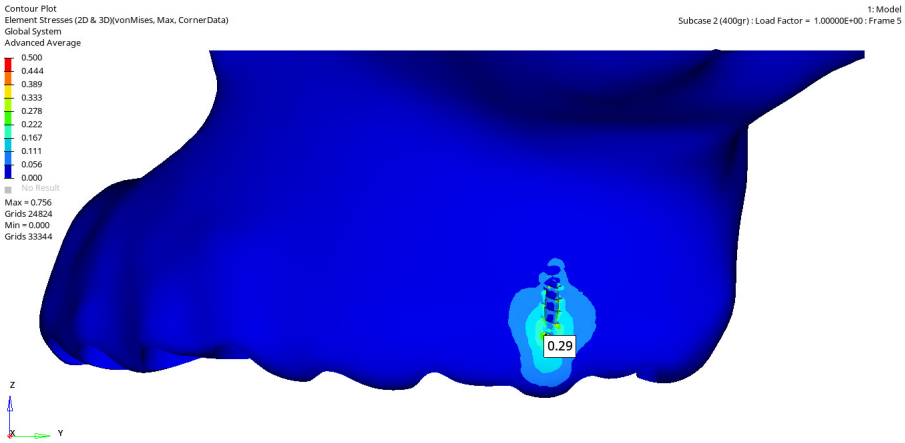

Şekil 3.42. Dördüncü senaryoda kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme

### 3.4.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Süngerimsi kemikteki en yüksek gerilme değerleri IZC mini vidasının kemik ile temasının inferiorunda izlenmiştir. Bu bölgede von Mises gerilme değeri 0.29 MPa (Şekil 3.43), maksimum asal gerilme değeri 0.12 MPa (Şekil 3.44), minimum asal gerilme değeri -0.21 MPa' dır (Şekil 3.45).




Şekil 3.43. Dördüncü senaryoda süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi

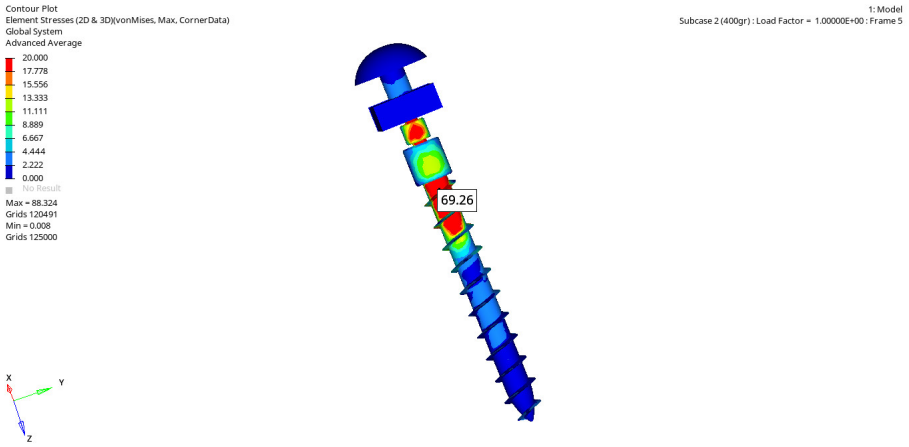



Şekil 3.44. Dördüncü senaryoda süngerimsi kemiğe ait maksimum asal gerilme

Şekil 3.45. Dördüncü senaryoda süngerimsi kemiğe ait minimum asal gerilme

### 3.4.3. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Von Mises Gerilmesinin Değerlendirilmesi

Paslanmaz çelik IZC mini vidasında en fazla stres birikimi birinci yiv hizasında olmuştur. Buradaki von Mises değeri 69.26 MPa' dır (Şekil 3.46).



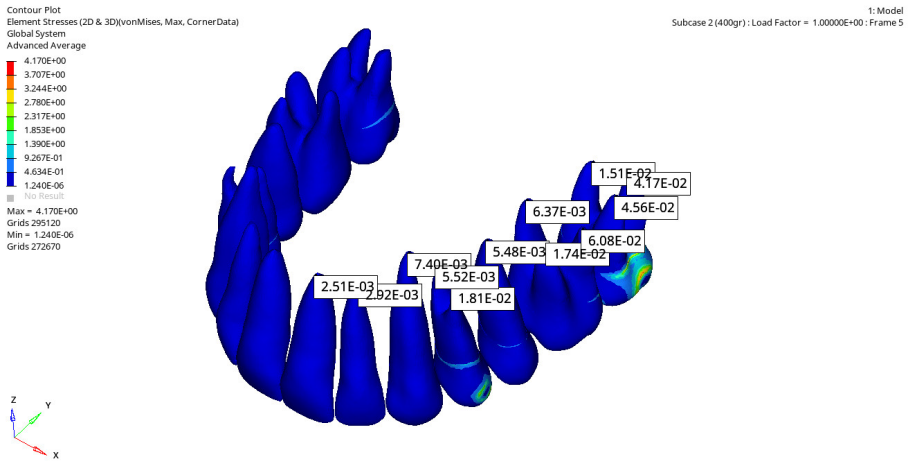

Şekil 3.46. Dördüncü senaryoda SS IZC mini vidasına ait von Mises gerilmesi

### 3.4.4. Diş Köklerinde Oluşan Von Mises Gerilemesinin Değerlendirilmesi

Diş köklerinde stres birikimi en fazla üst birinci molar dişin distobukkal kökünde olmak üzere gerilme değeri 60.80 x $10^{-3}$ MPa' dır. En az stres birikimi ise ikinci premolar dişin kökünde izlenmiş olup değeri 5.48 x $10^{-3}$ MPa' dır (Şekil 3.47), (Tablo 3.7).

Tablo 3.7. Dördüncü senaryoda diş köklerinin von Mises gerilme değerleri

| Diş | Kök | von Mises (MPa) |
|---|---|---|
| Birinci Premolar | Bukkal | 18.1 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 5.52 x $10^{-3}$ |
| İkinci Premolar | | 5.48 x $10^{-3}$ |
| Birinci Molar | Meziobukkal | 17.40 x $10^{-3}$ |
| | Distobukkal | 60.80 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 6.37 x $10^{-3}$ |
| İkinci Molar | Meziobukkal | 45.60 x $10^{-3}$ |
| | Distobukkal | 41.40 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 15.10 x $10^{-3}$ |



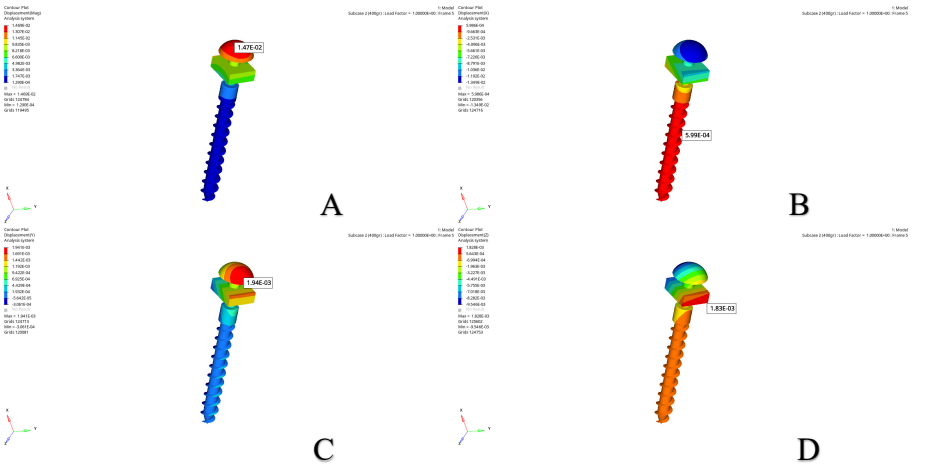

Şekil 3.47. Dördüncü senaryoda diş köklerine ait von Mises gerilmeleri

### 3.4.5. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

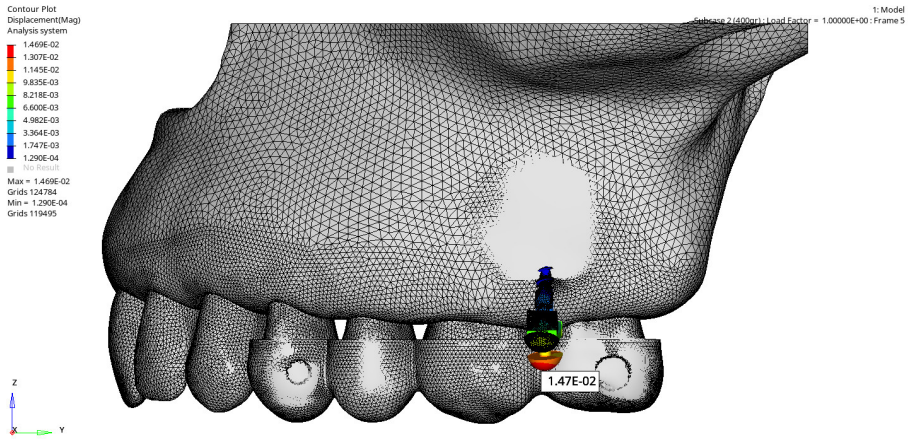
Paslanmaz çelik IZC mini vidasının kemik içindeki toplam yer değiştirme miktarı 147 x $10^{-4}$ mm' dir. Vida başı en fazla mediale, en az posteriora hareket etmiştir. Vida başı transversal yönde -134.90 x $10^{-4}$ mm, sagital yönde 19.4 x $10^{-4}$ mm, vertikal yönde -95.46 x $10^{-4}$ mm yer değiştirmiştir (Şekil 3.48), (Tablo 3.8). IZC vidasının toplam yer değiştirmeleri Şekil 3.49 ve Şekil 3.50' de gösterilmiştir.

Tablo 3.8. Dördüncü senaryoda mini vida başının yer değiştirme miktarı

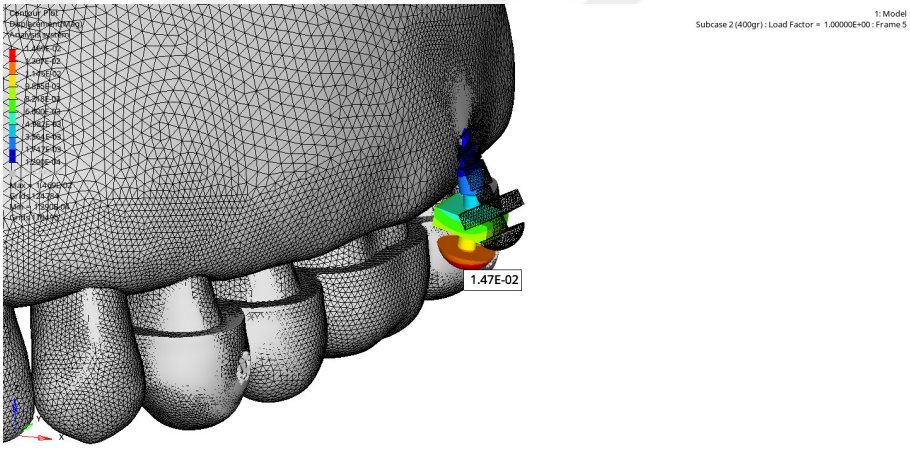
| | X yönü (transversal) | Y yönü (sagital) | Z yönü (vertikal) | Toplam yer değiştirme |
|---|---|---|---|---|
| Vida Başı | -134.9 x $10^{-4}$ | 19.4 x $10^{-4}$ | -95.46 x $10^{-4}$ | 147 x $10^{-4}$ |



Şekil 3.48. Dördüncü Senaryoda SS IZC mini vidasının yer değiştirme görüntüleri: (A) Toplam yer değiştirme, (B) Transversal yöndeki yer değiştirme, (C) Sagital yöndeki yer değiştirme, (D) Vertikal yöndeki yer değiştirme




Şekil 3.49. Dördüncü senaryoda SS IZC mini vidasının yer değiştirmesinin yandan görünümü




Şekil 3.50. Dördüncü senaryoda SS IZC mini vidasının yer değiştirmesinin önden görünümü

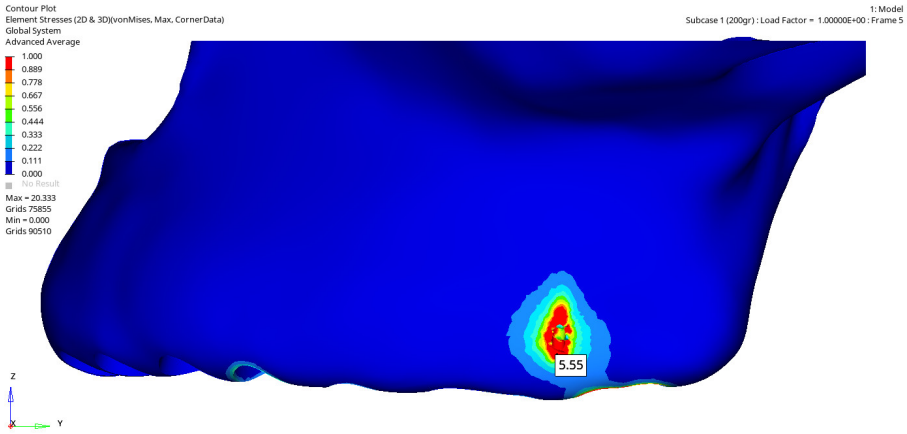
### 3.5. Beşinci Senaryoya Ait Bulgular

Beşinci senaryomuzda intrüzyon apareyinden paslanmaz titanyum alaşım IZC mini vidasına 200 gr intrüzyon kuvveti uygulanmıştır.

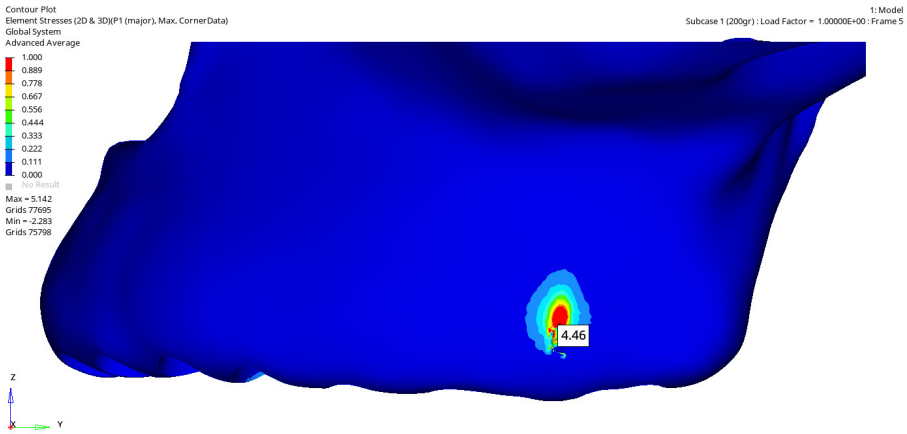
#### 3.5.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Kortikal kemikteki en yüksek von Mises gerilme değerleri IZC mini vidasının kemik ile temasının inferiorunda izlenmiş, değeri 5.55 MPa' dır (Şekil 3.51). En yüksek

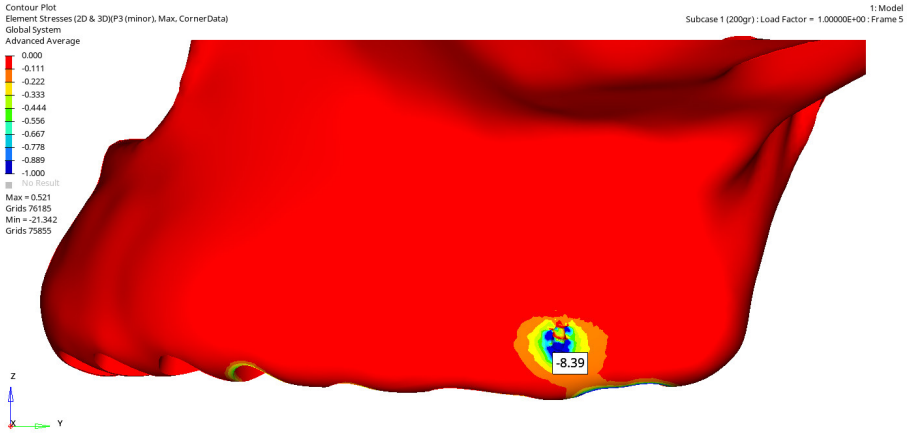
maksimum asal gerilme değeri 4,46 MPa olup IZC mini vidasının kemik ile temasının superiorunda izlenmiştir (Şekil 3.52). En yüksek minimum asal gerilme değeri -8.39 MPa' dır ve IZC mini vidasının kemik ile temasının inferiorunda izlenmiştir (Şekil 3.53).




Şekil 3.51. Beşinci senaryoda kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi



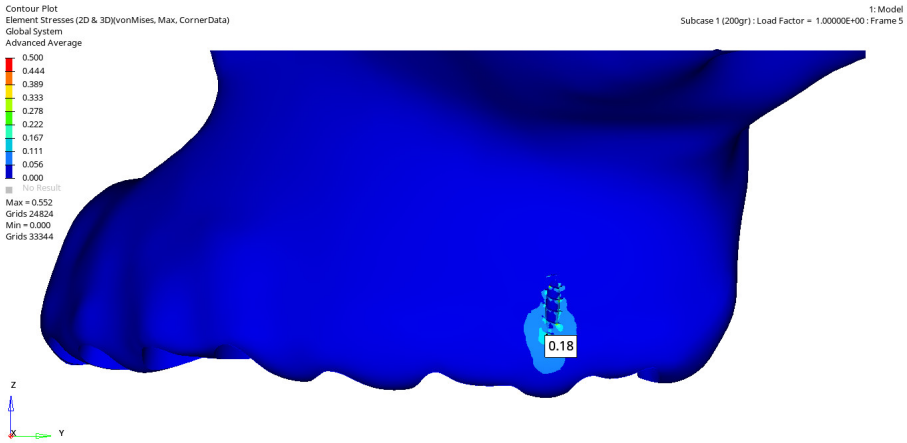

Şekil 3.52. Beşinci senaryoda kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme



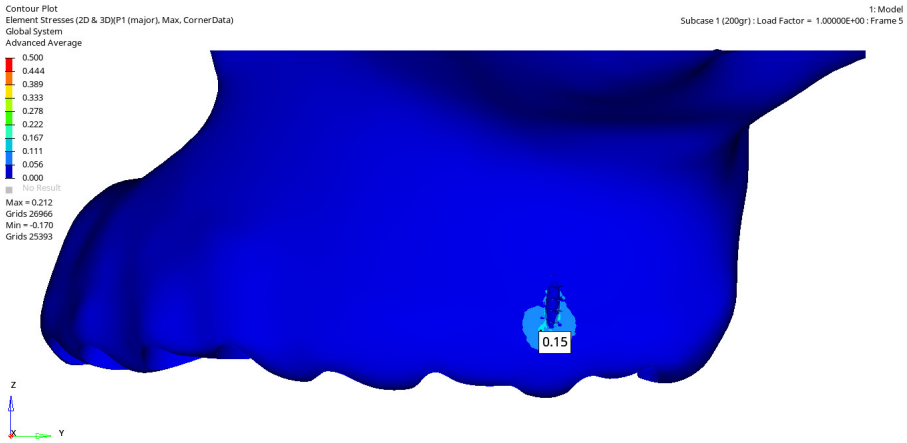

Şekil 3.53. Beşinci senaryoda kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme

### 3.5.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Süngerimsi kemikteki en yüksek gerilme değerleri IZC mini vidasının kemik ile temasının inferiorunda izlenmiştir. Bu bölgede von Mises gerilme değeri 0.18 MPa (Şekil 3.54), maksimum asal gerilme değeri 0.15 MPa (Şekil 3.55), minimum asal gerilme değeri -0.14 MPa' dır (Şekil 3.56).




Şekil 3.54. Beşinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi

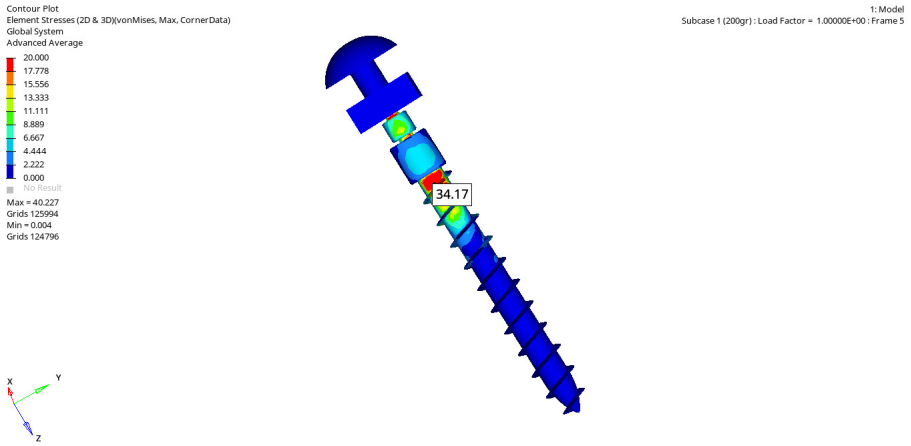



Şekil 3.55. Beşinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait maksimum asal gerilme

Şekil 3.56. Beşinci senaryoda süngerimsi kemiğe ait minimum asal gerilme

### 3.5.3. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Von Mises Gerilmesinin Değerlendirilmesi

Titanyum alaşım IZC mini vidasında en fazla stres birikimi birinci yiv hizasında olmuştur. Buradaki von Mises değeri 34.17 MPa'dır (Şekil 3.57).



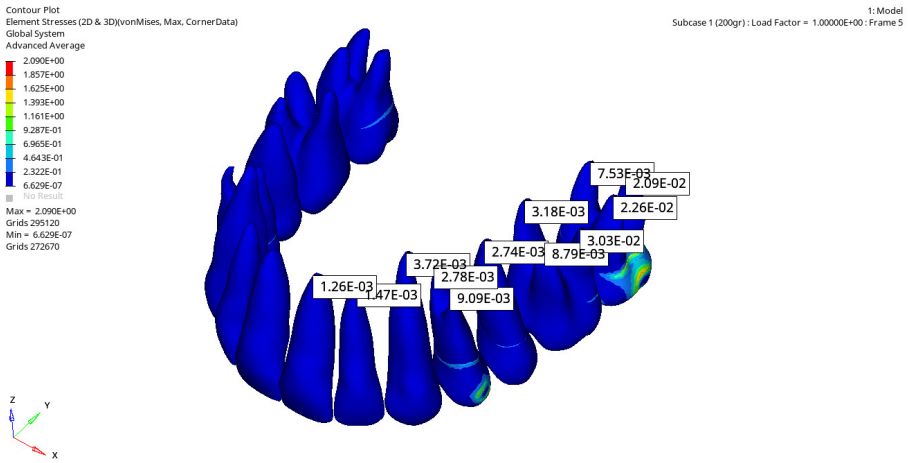

Şekil 3.57. Beşinci senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasına ait von Mises gerilmesi

### 3.5.4. Diş Köklerinde Oluşan Von Mises Gerilemesinin Değerlendirilmesi

Diş köklerinde stres birikimi en fazla üst birinci molar dişin distobukkal kökünde olmak üzere gerilme değeri 30.30 x $10^{-3}$ MPa' dır. En az stres birikimi ise ikinci premolar dişin kökünde izlenmiş olup değeri 2.74 x $10^{-3}$ MPa' dır (Şekil 3.58), (Tablo 3.9).

Tablo 3.9. Beşinci senaryoda diş köklerinin von Mises gerilme değerleri

| Diş | Kök | von Mises (MPa) |
|---|---|---|
| Birinci Premolar | Bukkal | 9.09 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 2.78 x $10^{-3}$ |
| İkinci Premolar | | 2.74 x $10^{-3}$ |
| Birinci Molar | Meziobukkal | 8.79 x $10^{-3}$ |
| | Distobukkal | 30.30 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 3.18 x $10^{-3}$ |
| İkinci Molar | Meziobukkal | 22.60 x $10^{-3}$ |
| | Distobukkal | 20.90 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 7.53 x $10^{-3}$ |



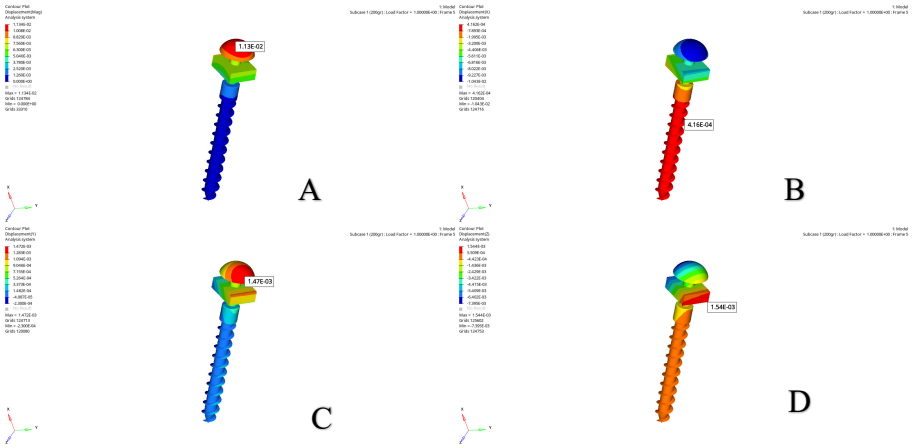

Şekil 3.58. Beşinci senaryoda diş köklerine ait von Mises gerilmeleri

### 3.5.5. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

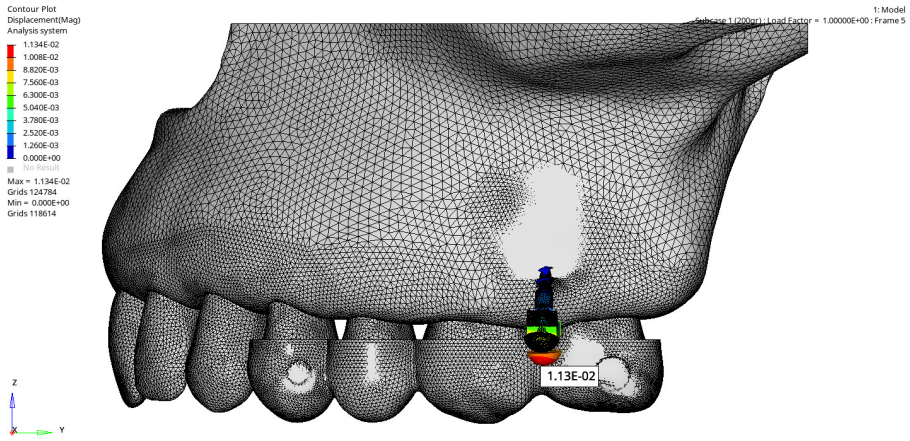
Titanyum alaşım IZC mini vidasının kemik içindeki toplam yer değiştirme miktarı 113 x $10^{-4}$ mm' dir. Vida başı en fazla mediale, en az posteriora hareket etmiştir. Vida başı transversal yönde -104.30 x $10^{-4}$ mm, sagital yönde 14.70 x $10^{-4}$ mm, vertikal yönde -73.95 x $10^{-4}$ mm yer değiştirmiştir (Şekil 3.59), (Tablo 3.10). IZC vidasının toplam yer değiştirmeleri Şekil 3.60 ve Şekil 3.61' de gösterilmiştir.

Tablo 3.10. Beşinci senaryoda mini vida başının yer değiştirme miktarı

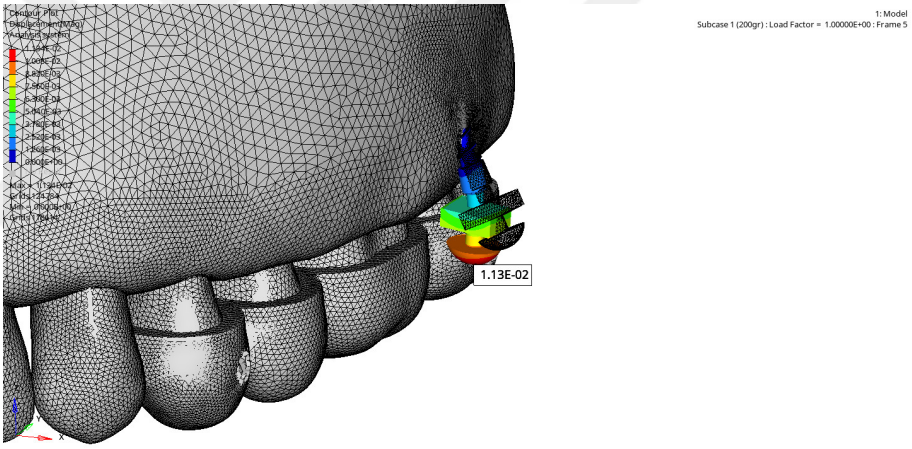
| | X yönü (transversal) | Y yönü (sagital) | Z yönü (vertikal) | Toplam yer değiştirme |
|---|---|---|---|---|
| Vida Başı | -104.3 x $10^{-4}$ | 14.70 x $10^{-4}$ | -73.95 x $10^{-4}$ | 113 x $10^{-4}$ |



Şekil 3.59. Beşinci senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasının yer değiştirme görüntüleri: (A) Toplam yer değiştirme, (B) Transversal yöndeki yer değiştirme, (C) Sagital yöndeki yer değiştirme, (D) Vertikal yöndeki yer değiştirme




Şekil 3.60. Beşinci senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasının yer değiştirmesinin yandan görünümü




Şekil 3.61. Beşinci senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasının yer değiştirmesinin önden görünümü

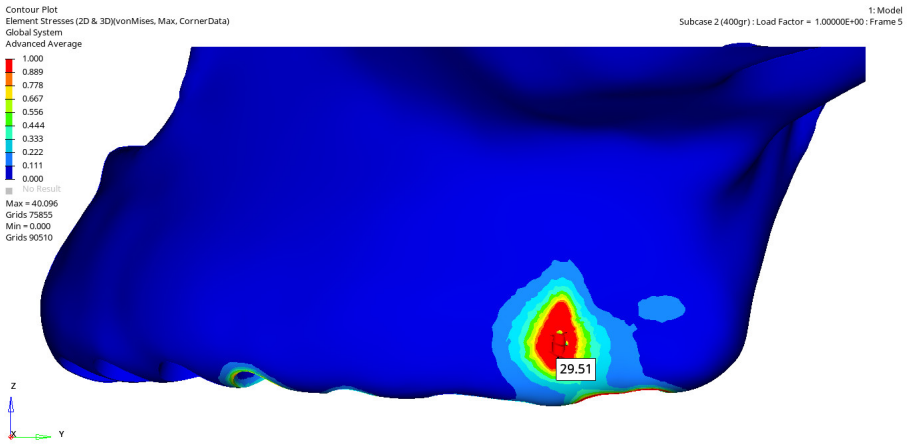
### 3.6. Altıncı Senaryoya Ait Bulgular

Altıncı senaryomuzda intrüzyon apareyinden paslanmaz titanyum alaşım IZC mini vidasına 400 gr intrüzyon kuvveti uygulanmıştır

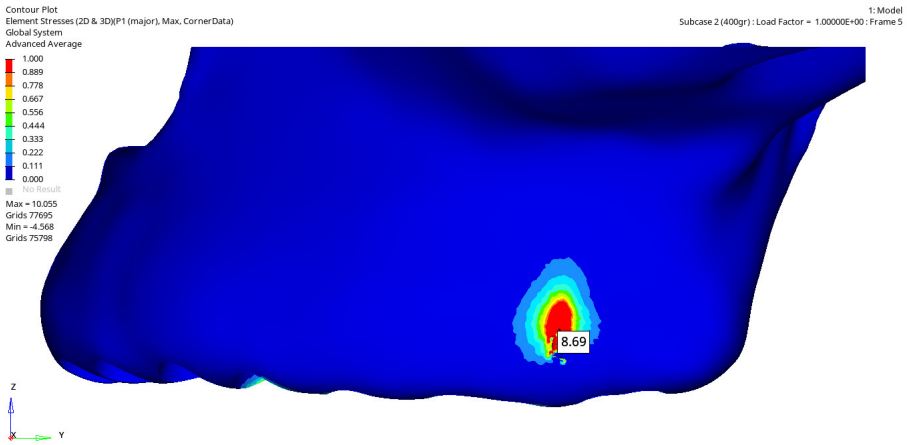
#### 3.6.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Kortikal kemikteki en yüksek von Mises gerilme değerleri IZC mini vidasının kemik ile temasının inferiorunda izlenmiş, değeri 29.51 MPa' dır (Şekil 3.62). En yüksek maksimum asal gerilme değeri 8.69 MPa olup IZC mini vidasının kemik ile temasının

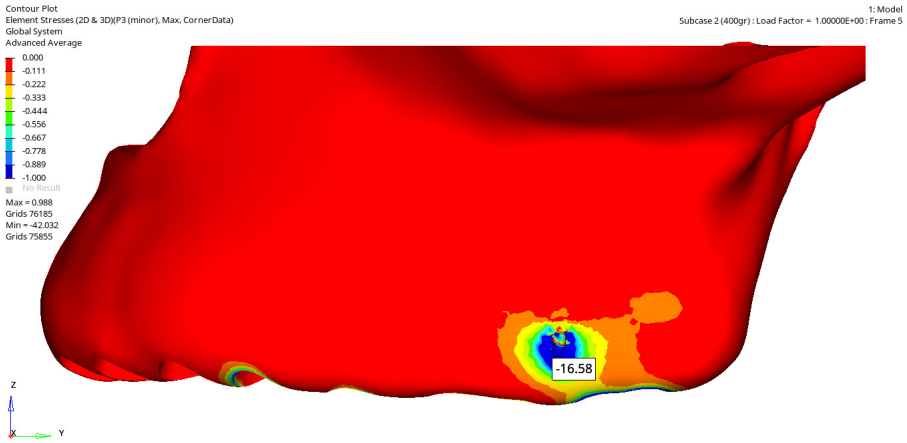
superiorunda izlenmiştir (Şekil 3.63). En yüksek minimum asal gerilme değeri -6.58 MPa' dır ve IZC mini vidasının kemik ile temasının inferiorunda izlenmiştir (Şekil 3.64).




Şekil 3.62. Altıncı senaryoda kortikal kemiğe ait von Mises gerilmesi



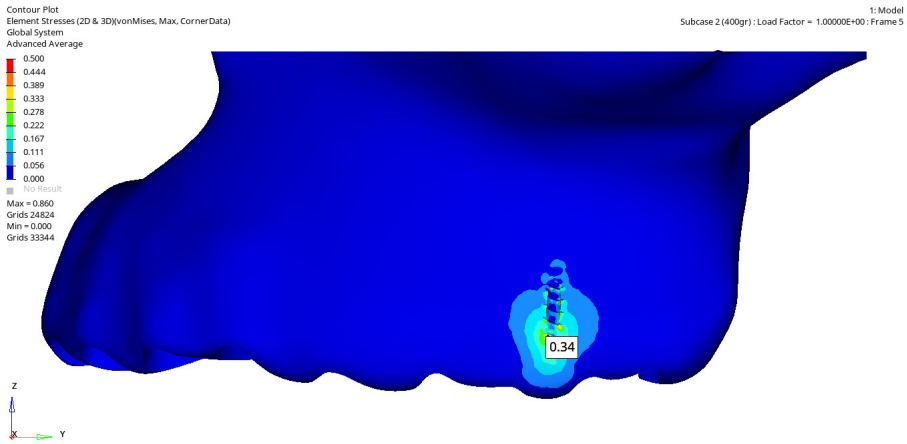

Şekil 3.63. Altıncı senaryoda kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme



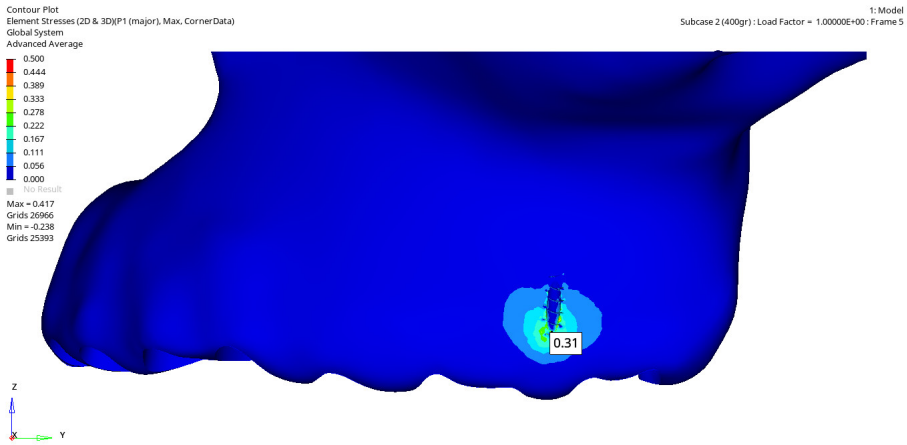

Şekil 3.64. Altıncı senaryoda kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme

### 3.6.2. Süngerimsi Kemikte Oluşan Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Süngerimsi kemikteki en yüksek gerilme değerleri IZC mini vidasının kemik ile temasının inferiorunda izlenmiştir. Bu bölgede von Mises gerilme değeri 0.34 MPa (Şekil 3.65), maksimum asal gerilme değeri 0.31 MPa (Şekil 3.66), minimum asal gerilme değeri - 0.27 MPa' dır (Şekil 3.67).




Şekil 3.65. Altıncı senaryoda süngerimsi kemiğe ait von Mises gerilmesi

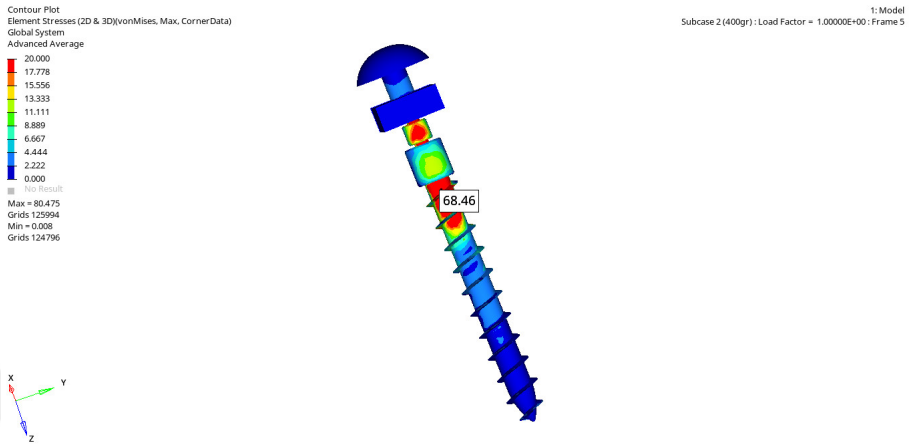



Şekil 3.66. Altıncı senaryoda süngerimsi kemiğe ait maksimum asal gerilme

Şekil 3.67. Altıncı senaryoda süngerimsi kemiğe ait minimum asal gerilme

### 3.6.3. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Von Mises Gerilmesinin Değerlendirilmesi

Titanyum alaşım IZC mini vidasında en fazla stres birikimi birinci yiv hizasında olmuştur. Buradaki von Mises değeri 68.46 MPa'dır (Şekil 3.68).



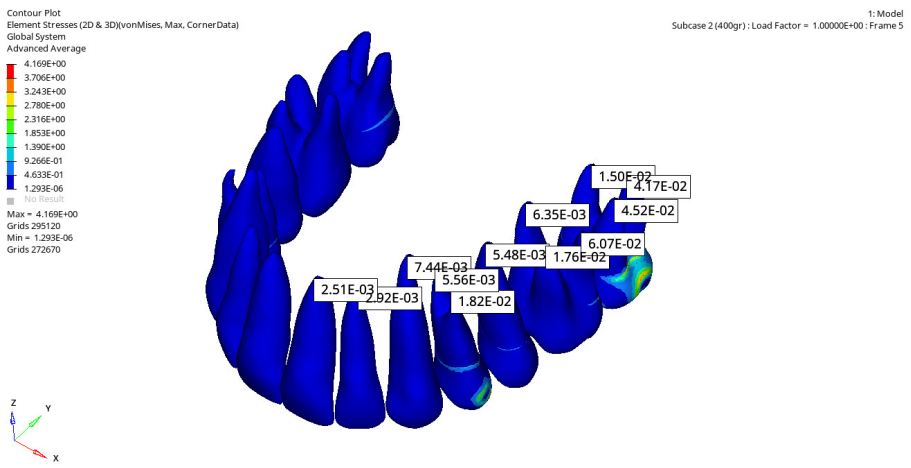

Şekil 3.68. Altıncı senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasına ait von Mises gerilmesi

### 3.6.4. Diş Köklerinde Oluşan Von Mises Gerilemesinin Değerlendirilmesi

Diş köklerinde stres birikimi en fazla üst birinci molar dişin distobukkal kökünde olmak üzere gerilme değeri 60.70 x $10^{-3}$ MPa' dır. En az stres birikimi ise ikinci premolar dişin kökünde izlenmiş olup değeri 5.48 x $10^{-3}$ MPa' dır (Şekil 3.69), (Tablo 3.11).

Tablo 3.11. Altıncı senaryoda diş köklerinin von Mises gerilme değerleri

| Diş | Kök | von Mises (MPa) |
|---|---|---|
| Birinci Premolar | Bukkal | 18.20 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 5.56 x $10^{-3}$ |
| İkinci Premolar | | 5.48 x $10^{-3}$ |
| Birinci Molar | Meziobukkal | 17.60 x $10^{-3}$ |
| | Distobukkal | 60.70 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 6.35 x $10^{-3}$ |
| İkinci Molar | Meziobukkal | 45.20 x $10^{-3}$ |
| | Distobukkal | 41.70 x $10^{-3}$ |
| | Palatinal | 15 x $10^{-3}$ |



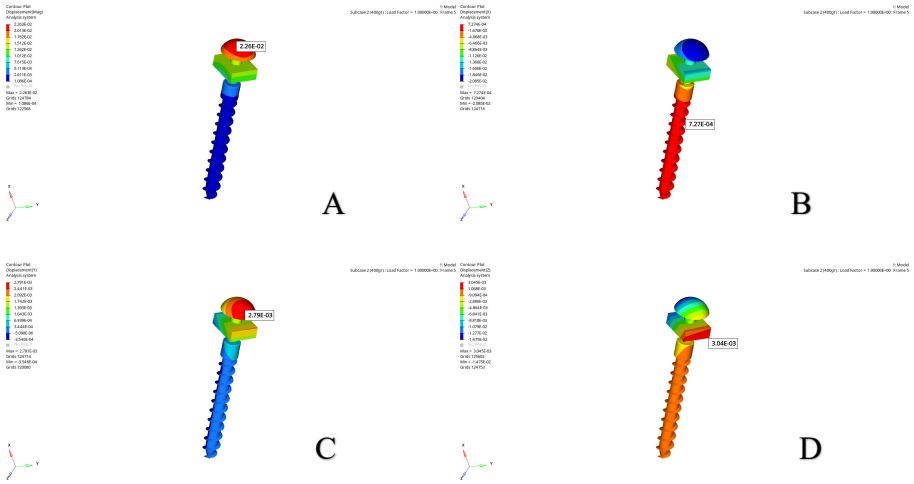

Şekil 3.69. Altıncı senaryoda diş köklerine ait von Mises gerilmeleri

### 3.6.5. Ankraj Ünitesinde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

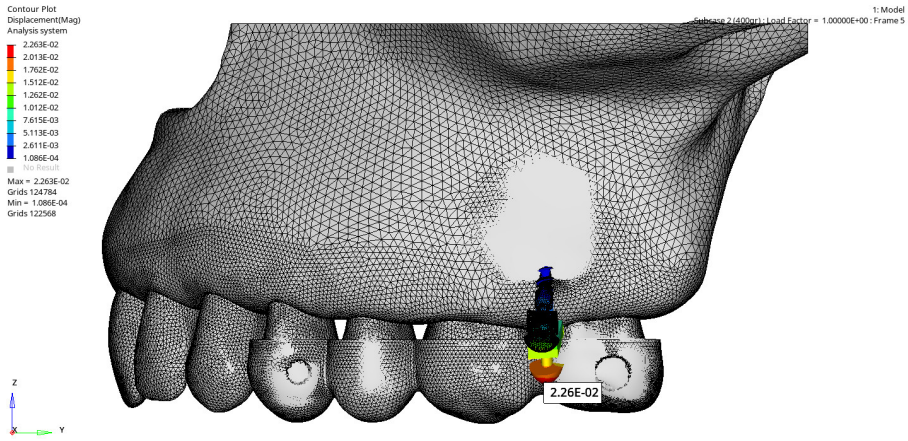
Titanyum alaşım IZC mini vidasının kemik içindeki toplam yer değiştirme miktarı 226 x $10^{-4}$ mm' dir. Vida başı en fazla mediale, en az posteriora hareket etmiştir. Vida başı transversal yönde -208.5 x $10^{-4}$ mm, sagital yönde 27.9 x $10^{-4}$ mm, vertikal yönde -147.5 x $10^{-5}$ mm yer değiştirmiştir (Şekil 3.70), (Tablo 3.12). IZC vidasının toplam yer değiştirmeleri Şekil 3.71 ve Şekil 3.72' de gösterilmiştir.

Tablo 3.12. Altıncı senaryoda mini vida başının yer değiştirme miktarı

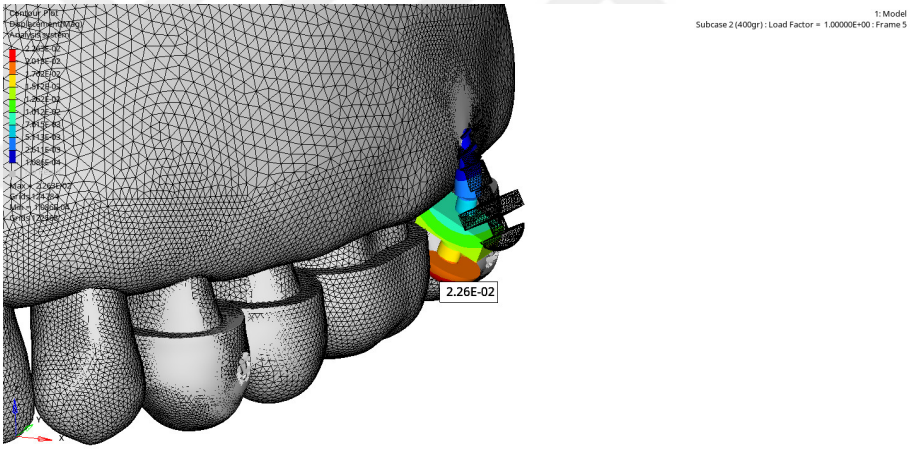
| | X yönü (transversal) | Y yönü (sagital) | Z yönü (vertikal) | Toplam yer değiştirme |
|---|---|---|---|---|
| Vida Başı | -208.5 x $10^{-4}$ | 27.90 x $10^{-4}$ | -147.50 x $10^{-4}$ | 226 x $10^{-4}$ |



Şekil 3.70. Altıncı Senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasının yer değiştirme görüntüleri: (A) Toplam yer değiştirme, (B) Transversal yöndeki yer değiştirme, (C) Sagital yöndeki yer değiştirme, (D) Vertikal yöndeki yer değiştirme




Şekil 3.71. Altıncı senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasının yer değiştirmesinin yandan görünümü




Şekil 3.72. Altıncı senaryoda titanyum alaşım IZC mini vidasının yer değiştirmesinin önden görünümü

Tüm senaryo bulgularının birbirleriyle karşılaştırılması Tablo 3.13, Tablo 3.14, Tablo 3.15, Tablo 3.16, Tablo 3.17' de verilmiştir.

Tablo 3.13. Kortikal kemiğe ait gerilme değerleri

| | **von Mises (MPa)** | **Pmax (MPa)** | **Pmin (MPa)** |
|---|---|---|---|
| Senaryo 1 | 1.02 | 0.98 | -0.81 |
| Senaryo 2 | 2.09 | 1.98 | -1,37 |
| Senaryo 3 | 4.68 | 3.29 | -6.98 |
| Senaryo 4 | 24.08 | 6.38 | -13.88 |
| Senaryo 5 | 5.55 | 4.46 | -8.39 |
| Senaryo 6 | 29.51 | 8.69 | -16.58 |

Tablo 3.14. Süngerimsi kemiğe ait gerilme değerleri

| | **von Mises (MPa)** | **Pmax (MPa)** | **Pmin (MPa)** |
|---|---|---|---|
| Senaryo 1 | 0.54 | 0.32 | -0.41 |
| Senaryo 2 | 1.07 | 0.63 | -0.81 |
| Senaryo 3 | 0.15 | 0.12 | -0.11 |
| Senaryo 4 | 0.29 | 0.23 | -0.21 |
| Senaryo 5 | 0.18 | 0.15 | -0.14 |
| Senaryo 6 | 0.34 | 0.31 | -0.27 |

Tablo 3.15. Ankraj ünitesinde meydana gelen von Mises Gerilmeleri

| | | **von Mises (MPa)** |
|---|---|---|
| Senaryo 1 | 1. Vida | 12.50 |
| | 2. Vida | 4.18 |
| | 3. Vida | 0.85 |
| Senaryo 2 | 1. Vida | 22.41 |
| | 2. Vida | 5.28 |
| | 3. Vida | 2.76 |
| Senaryo 3 | | 33.78 |
| Senaryo 4 | | 69.26 |
| Senaryo 5 | | 34.17 |
| Senaryo 6 | | 68.46 |

Tablo 3.16. Diş köklerine ait von Mises Gerilmeleri

| | Senaryo 1 | Senaryo 2 | Senaryo 3 | Senaryo 4 | Senaryo 5 | Senaryo 6 |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1.Premolar | | | | | | |
| Bukkal | $8.40 \times 10^{-3}$ | $16.80 \times 10^{-3}$ | $9.07 \times 10^{-3}$ | $18.1 \times 10^{-3}$ | $9.09 \times 10^{-3}$ | $18.20 \times 10^{-3}$ |
| Palatinal | $2.93 \times 10^{-3}$ | $5.85 \times 10^{-3}$ | $2.76 \times 10^{-3}$ | $5.52 \times 10^{-3}$ | $2.78 \times 10^{-3}$ | $5.56 \times 10^{-3}$ |
| 2.Premolar | $3.78 \times 10^{-3}$ | $7.54 \times 10^{-3}$ | $2.75 \times 10^{-3}$ | $5.48 \times 10^{-3}$ | $2.74 \times 10^{-3}$ | $5.48 \times 10^{-3}$ |
| 1.Molar | | | | | | |
| Meziobukkal | $9.17 \times 10^{-3}$ | $18.30 \times 10^{-3}$ | $8.72 \times 10^{-3}$ | $17.40 \times 10^{-3}$ | $8.79 \times 10^{-3}$ | $17.60 \times 10^{-3}$ |
| Distobukkal | $20.80 \times 10^{-3}$ | $41.50 \times 10^{-3}$ | $30.40 \times 10^{-3}$ | $60.80 \times 10^{-3}$ | $30.30 \times 10^{-3}$ | $60.70 \times 10^{-3}$ |
| Palatinal | $5.59 \times 10^{-3}$ | $13.2 \times 10^{-3}$ | $3.19 \times 10^{-3}$ | $6.37 \times 10^{-3}$ | $3.18 \times 10^{-3}$ | $6.35 \times 10^{-3}$ |
| 2.Molar | | | | | | |
| Meziobukkal | $20.60 \times 10^{-3}$ | $41.10 \times 10^{-3}$ | $22.8 \times 10^{-3}$ | $45.60 \times 10^{-3}$ | $22.60 \times 10^{-3}$ | $45.20 \times 10^{-3}$ |
| Distobukkal | $24.90 \times 10^{-3}$ | $49.70 \times 10^{-3}$ | $20.90 \times 10^{-3}$ | $41.40 \times 10^{-3}$ | $20.90 \times 10^{-3}$ | $41.70 \times 10^{-3}$ |
| Palatinal | $12.60 \times 10^{-3}$ | $25.10 \times 10^{-3}$ | $7.56 \times 10^{-3}$ | $15.10 \times 10^{-3}$ | $7.53 \times 10^{-3}$ | $15 \times 10^{-3}$ |

Tablo 3.17. Ankraj ünitesinde meydana gelen yer değiştirmeler

| | | X yönü (transversal) | Y yönü (sagital) | Z yönü (vertikal) | Toplam yer değiştirme |
|---|---|---|---|---|---|
| Senaryo 1 | Plak ucu | | | | $498 \times 10^{-4}$ |
| | 1.vida başı | $3.96 \times 10^{-4}$ | $-4.44 \times 10^{-4}$ | $2.17 \times 10^{-4}$ | $6.17 \times 10^{-4}$ |
| | 2.vida başı | $0.79 \times 10^{-4}$ | $-1.54 \times 10^{-4}$ | $1.42 \times 10^{-4}$ | $1.87 \times 10^{-4}$ |
| | 3.vida başı | $0.30 \times 10^{-4}$ | $-0.87 \times 10^{-4}$ | $0.79 \times 10^{-4}$ | $1.01 \times 10^{-4}$ |
| Senaryo 2 | Plak ucu | | | | $997 \times 10^{-4}$ |
| | 1.vida başı | $7.90 \times 10^{-4}$ | $-8.79 \times 10^{-4}$ | $4.30 \times 10^{-4}$ | $12.3 \times 10^{-4}$ |
| | 2.vida başı | $1.57 \times 10^{-4}$ | $-3.05 \times 10^{-4}$ | $2.83 \times 10^{-4}$ | $3.71 \times 10^{-4}$ |
| | 3.vida başı | $0.60 \times 10^{-4}$ | $-1.73 \times 10^{-4}$ | $1.58 \times 10^{-4}$ | $2.02 \times 10^{-4}$ |
| Senaryo 3 | | $-67.47 \times 10^{-4}$ | $10.60 \times 10^{-4}$ | $-47.89 \times 10^{-4}$ | $73.7 \times 10^{-4}$ |
| Senaryo 4 | | $-134.9 \times 10^{-4}$ | $19.4 \times 10^{-4}$ | $-95.46 \times 10^{-4}$ | $147 \times 10^{-4}$ |
| Senaryo 5 | | $-104.3 \times 10^{-4}$ | $14.7 \times 10^{-4}$ | $-73.95 \times 10^{-4}$ | $113 \times 10^{-4}$ |
| Senaryo 6 | | $-208.5 \times 10^{-4}$ | $27.9 \times 10^{-4}$ | $-147.5 \times 10^{-4}$ | $226 \times 10^{-4}$ |

Çalışmamızın bulgularına göre sıfır hipotezi 200 gr kuvvet altında reddedilememiş, 400 gr kuvvet altında reddedilmiştir.

# 4. TARTIŞMA VE SONUÇ

## 4.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Ön açık kapanış hem tedavisi hem de tedavi sonrası retansiyonu çok zor olmasından dolayı ortodontide çözülmesi en zor maloklüzyonlardandır (Safirstein ve Burton 1983; Kim 1987; Erverdi et al. 2006). Tedavisinde en önemli faktör dikey boyutun kontrolüdür. Arka yüz yüksekliğinin ön yüz yüksekliğine oranı arttırılmalı, alt çene anterior rotasyon yaptırılmalı, kondilin vertikal gelişimi arttırılmalıdır (Worms et al. 1971; English 2002). Ön dişlerde aşırı erüpsiyon olduğundan, ön dişlerin ekstrüzyonundan çok arka dişlerin intrüzyonu tercih edilmelidir (Subtelny ve Sakuda 1964).

Tedavide altın standart ortognatik cerrahidir. Ortognatik cerrahi ile artmış vertikal boyutu düzeltmek için üst çene gömülür, alt çeneye anterior rotasyon yaptırılarak ön açık kapanış düzeltilir. Çene ucuna ise genioplasti yapılır (Brammer ve WH 1980; Sherwood et al. 2002; Kaya ve Arman 2006; Ghafari ve Haddad 2013; Alsafadi et al. 2016). Cerrahi altın standart kabul edilse de ameliyat masraflarının yüksekliği, büyümenin tamamlanmasının beklenmesi, cerrahi işlem sırasındaki belirsizlik, işlem sonrası dönemde oluşan ağrı, şişlik, enfeksiyon, his kaybı nedenleriyle farklı tedavi yöntemleri aranmıştır (Kim ve Park 2007; Alsafadi et al. 2016; Krishnaswamy 2018).

Ön açık kapanış posterior segmentlerin aşırı büyümesi ve supraerüpte dişlerin varlığı ile karakterizedir. Posterior segmentin gömülmesi ile alt çene saat yönünün tersine rotasyon yaparak kapanışın artması sağlanır (Lin et al. 2013; Uribe et al. 2015). Çok zor olan posterior intrüzyon, iskeletsel ankrajın yaygınlaşmasıyla daha uygulanabilir hale gelmiştir (Costa et al. 1998).

Dental implantlar iskeletsel ankraj amacıyla başlarda kullanılsa da osseointegrasyon için beklenmesinin gerekmesi, uygulamasının zorluğu ve pahalı olması gibi nedenlerle günümüzde tercih edilmemektedir (Ödman et al. 1988).

İskeletsel ankraj apareyleri arasında stabilitesi en iyi olan mini plaklardır (Schätzle et al. 2009). Lokal anestezi altında mukoperiostal flep kaldırılarak açığa çıkarılan kortikal kemiğe yerleştirilir ve monokortikal olarak kendinden dirilli mini vidalar ile fiksasyonu yapılır (Kim et al. 2005; Cornelis et al. 2008). Yumuşak dokunun iyileşmesini

takiben 2-3 gün içinde kuvvet uygulanabilir. Kemikte oluşan inflamasyon 2-3 hafta sürebileceği için başta hafif kuvvetler tercih edilmeli, 1 ayın sonunda verilmek istenen kuvvet verilmelidir (Thébault et al. 2011).

Erverdi ve arkadaşları (2004, 2002) zigomatik buttress bölgesinin iskeletsel ankraj için uygun bir bölge olduğunu, bu bölgeden ankraj alınarak posterior segmentin başarılı bir şekilde gömülebildiğini bildirmişlerdir.

Mini vidalar günümüzde uygulamanın kolaylığı, ucuz olması, daha az ağrı oluşturması ve hijyeninin daha kolay sağlanması nedeniyle oldukça popülerdir (Costa et al. 1998; Park et al. 2004). Literatürde mini vida ile çeşitli bölgelerden ankraj alınarak molar intrüzyonu başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla genellikle bukkal interradiküler bölgeye vidaların köklere zarar verme riski, diş hareketinin kısıtlı olması, vidanın diş hareketine engel olması gibi sebepler nedeniyle alternatif bölgeler aranmıştır ve ekstraalveolar ankraj konsepti gelişmiştir (Kim et al. 2009; Ludwig et al. 2011). IZC ekstraalveolar ankraj uygulanabilecek bölgelerden biridir. Bu bölgenin alveolar bölgeden uzakta olması, diş hareketlerine izin vermesi, daha kompakt yapıda kortikal kemiğe sahip olması ve maksillada en iyi kemik kapasitesine sahip olan yer olması nedeniyle iskeletsel ankraj uygulamalarında tercih edilmektedir (Chen et al. 2008; Miyawaki et al. 2003).

IZC kemik vidaları maksillanın posteriorunda ekstraradiküler ankraj için yeni bir yaklaşımdır. Vida posterior alveolar proçesin lateralinde, birinci ve ikinci maksillar molar dişlerin kökleri arasında konumlanır (Chang et al. 2020). Vidanın molar dişlerin köklerine paralel yerleştirilmesi kortikal kemik ile temas yüzeyini arttırdığı için stabilitesini artırır, ayrıca kökle temas etme ihtimalini düşürür. Son yapılan çalışmalarda IZC mini vidaların başarı oranının %93.7-%96.7 arasında değiştiği belirtilmiştir ( Jia et al. 2018; Chang et al. 2019).

IZC mini vidaları titanyum alaşım ya da paslanmaz çelikten yapılmaktadırlar. Park ve arkadaşları (2006) titanyum alaşımın kullanımını önerirken, Chang ve arkadaşları (2011; 2016) kırılmaya karşı direnç sağlayan yüksek elastikiyet modülü nedeniyle paslanmaz çelik vidaların kullanımını önermiştir. SS ve titanyum alaşım IZC mini vidasının karşılaştırıldığı bir çalışmada vidalara distalizasyon kuvveti uygulanmış, SS vidaların kaybedilme oranı daha yüksek çıksa da aralarında anlamlı bir fark

bulanamamıştır (Chang et al. 2019). Mecenas ve arkadaşlarının (2020) yaptıkları sistemik derlemede ise SS ile titanyum arasında anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir.

IZC bölgesinin mandibular bölgeden daha az yoğun kemiğe sahip olması nedeniyle titanyumun direncinin bu bölgede yeterli olabileceği, titanyumun biyouyumlu olması ve SS' lerin nikel alerjisi nedeniyle kullanılmak istenmemesi gibi nedenlerle IZC bölgesinde titanyum alaşım vidaların kullanılabileceği düşünülmüştür. Bu nedenle çalışmamızda iki farklı materyalden yapılmış olan IZC mini vidalarından hangisinin kemikte daha az basınç oluşturup, daha başarılı olduğu öngörülmeye çalışılmıştır.

Mini plaklar, molar intrüzyonunda başarılı olarak kullanılabilmektedir. Fakat uygulamada cerrahi kliniğinden randevu alınması, iki kere cerrahi işlem gerektirmesi, işlem sonrası ağrı, şişlik ve hassasiyete neden olması gibi dezavantajlara sahiptir. Yeni bir yaklaşım olan IZC mini vidaları interradiküler mini vidaların avantajlarına sahip olmakla birlikte; yüksek başarı oranı, hareket gerçekleştirilecek alandan uzak olması sebebiyle molar intrüzyonunda kullanılabilir. Literatürde IZC mini vidaları ile yapılan posterior intrüzyon çalışmasına rastlanmamıştır. Çalışmamızda, IZC mini vidalarının, posterior intrüzyonda zigoma plaklarının yerine kullanılabilecek kadar başarılı olup olmadığı sonlu elemanlar analiz yöntemiyle incelenmek istenmiştir.

İntrüziv kuvvetlerin tek taraftan uygulandığı sistemlerde oluşan momentler dengelenmediğinde dişlerde kuvvetin uygulandığı tarafa devrilmeler meydana gelir. Zigomadan destek alınan intrüzyon sistemlerinde dişlerin bukkale devrilmemesi için yeterli rijitideye sahip telden bükülen TPA' lar kullanılabilir. Bu arklar intrüzyon sebebiyle ileride dokuya gömülmemesi için damaktan 2-3 mm uzaktan geçecek şekilde uygulanmalıdır (Erverdi et al. 2007, 2006).

Posterior intrüzyonun incelendiği çalışmalarda, akrilik bite blok ile posterior dişler birleştirilmiş, dişlerin bukkale devrilmemesi için iki bite blok arası kalın paslanmaz çelik TPA ile birbirine bağlanarak zigoma plağından intrüzyon kuvveti uygulanmış, molar intrüzyonu başarı bir şekilde sağlanmıştır. Akril bite blok ile ısırma kuvvetleri, palatinaldeki TPA ile dilin basıncı ve intrüzyon apareyinden uygulanan kuvvet ile üçlü intrüzyon kuvveti oluşur (Erverdi et al. 2007). Bu nedenle çalışmamızda bütün modellerde akrilik posterior bite blok hazırlanmış, bu bite bloklar iki adet 1,4 mm paslanmaz çelik TPA ile birbirine bağlanmıştır.

Yapılan çalışmalarda posterior dişlerin intrüzyonu için farklı kuvvetler uygulanmıştır. Erverdi ve arkadaşları (2007), Sugawara ve Nishimura (2005) tek taraflı 400 gr, Yao ve arkadaşları ise 150-200 gr kuvvet uygulamıştır (2005). Çifter ve Saraç (2011) üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde segment başına 300 gr, Uysal ve arkadaşları (2019) ise üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde 200 gr kuvvet uygulamıştır. Literatürdeki bu farklılıklardan dolayı çalışmamızda 200 gr ve 400 gr intrüzyon kuvveti uygulayarak ideal kuvvetin ne kadar olduğunu öngörülmeye çalışılmıştır.

Mini vidaların mekanik tutuculuğundan yararlanılsa da titanyum vidalar yerleştirildikten bir süre sonra parsiyel osseintegrasyona uğrarlar (Melsen ve Costa 2000). SS mini vidaların ise osseointegrasyonu hakkında literatürde bir çalışmaya rastlanmamış, bir çalışmada SS implantın üzerinin geniş proteoglikan bir tabakayla kaplandığını ve bu tabaka ile kemikten ayrıldığı gösterilmiştir (Albrektsson ve Hansson 1986). Literatürdeki sonlu elemanlar analizinin kullanıldığı bazı çalışmalar titanyum vidaları osseointegre kabul etmekte, bazı çalışmalar nonosseointegre kabul etmektedir. SS lerin osseointegrasyonunun gösterildiği bir çalışma olmaması, titanyum vidaların tam osseointegrasyonunun olmaması ve kemik ve vida yüzeylerinde oluşan stres değerlerinin farklı kuvvetler altında incelenmek istenmesi nedeniyle gerçeğe daha yakın sonuçlar alabilmek için çalışmamızda kullanılan tüm vidalar nonosseointegre kabul edilmiştir, vida ve kemik arasında hareketli ve sürtünmeli bir ortam oluşturulmuştur. Çalışmamızda için Sürtünme katsayısı literatürdeki çalışmalarla benzer olarak kemik vida ara yüzünde 0,37 kabul edilmiştir (Perillo et al. 2015).

Mekanik uyaranların, kemik üzerine etki eden kuvvetlerin kemik içerisinde nasıl dağıldığını, hangi bölgelere ne şiddette etki ettiğini görebilmek ve anlayabilmek için farklı kuvvet analiz yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Ortodontik kuvvetin dokularda oluşturduğu stres ve gerilimi ölçmek için literatüre bakıldığında farklı yöntemler kullanıldığı görülmektedir. Bu metotların bazıları kuvvetin biyolojik dokularda meydana getirdiği etkileri incelemek için başarılı bulunurken bazıları ise sadece tahmin metodu olarak kullanılmaktadır (Borchers ve Reichart 1983). Sonlu elemanlar stres analizleri yöntemi de bu yöntemlerden bir tanesidir.

Sonlu elemanlar stres analizleri ilk defa 1956'da uçak endüstrisinde kullanılmaya başlanmış olup günümüzde mühendislik bilimlerinde sık olarak başvurulan analiz yöntemlerinden biridir. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi bugün tıp, diş hekimliği,

uçak, inşaat, mekanik, petrol mühendisliği gibi pek çok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır (Logan 2011).

Sistemin çalışma prensibi, incelenecek materyali basit yapılara indirgeyerek çözümlemek üzerinedir. İndirgenen bu küçük birimlere eleman denilmektedir ve küçük bileşenler arasındaki etkileşim incelenerek büyük ölçekte sorunun çözümlenmesi yapılır ( Reddy 1993; Hughes 2012). Burada küçük parçalara ayrılan kısımlar, bütünsel bir yapının yine de parçası olmakla beraber amaç tahmin edilebilir sonlu kısımlar oluşturmaktır. Oluşturulan problem her bir element için çözülürse, sistemin bütünü için de bir çözüm sunulmuş olur (Hughes 2012).

Sonlu elemanlar analizinde analizi yapılacak yapılar gerçeğe yakın şekilde modellenebilir, fiziksel özellikleri bu modeller üzerine yansıtılabilir. Analiz oluşan biyolojik tepkileri göstermede yetersiz kalsa da biyomekanik tepkileri gerçeğe en yakın şekilde gösterebilir. Bu nedenle IZC mini vidalarını posterior intrüzyonda klinik olarak uygulamadan önce, oluşturabileceği biyomekanik yanıtları sonlu elemanlar analiz yöntemiyle görmek istedik.

Çalışmamızda literatürdeki çalışmalara benzer olarak ortalama gerilme değerlerini belirlemek için Von Mises gerilimi kullanılmış, gerilme ve sıkışma gerilimini belirlemek için asal maksimum ve minimum gerilme değerleri kullanılmıştır (Veziroglu et al. 2008, Aykac et al. 2015).

## 4.2. Bulguların Tartışılması

Çalışmamızda kortikal kemik, süngerimsi kemik, diş kökleri ve ankraj apareyleri üzerinde oluşan stres dağılımları tüm senaryolar üzerinde incelendi.

***Kortikal kemikte oluşan gerilmelerin değerlendirilmesi:*** Kortikal kemik üzerinde oluşan von Mises gerilmeleri incelendiğinde 200 gr ve 400 gr kuvvet altında en fazla stres birikimine neden olanın titanyum alaşım IZC mini vidaları olduğu, en az stres birikimine neden olanın ise her iki kuvvet altında da zigoma plağı olduğu görüldü. Literatürde yapılan sonlu elemanlar çalışmalarında kuvvet uygulama noktasına yakın alanlarda stres oluşumunun fazla olduğu bildirilmiştir (Çifter ve Saraç 2011). Bizim çalışmamızda da beklenildiği gibi zigoma plağının kortikal kemikteki en yüksek von

Mises değeri plağı sabitleyen birinci vidanın inferiorunda, IZC mini vidalarında da kemiğe yerleştirilen yerin inferiorunda izlendi.

Her iki materyalden yapılmış IZC vidaları, zigoma plaklarına göre 200 gr kuvvet altında 4-5 kat, 400 gr kuvvet altında ise 12-13 kat daha fazla stres birikimine neden oldu. Her iki kuvvet altında SS IZC mini vidası, titanyum alaşım IZC mini vidasına göre kortikal kemikte daha az stres oluşturdu. Titanyumun elastite modülü, SS' in elastite modülünden daha düşüktür. Elastite modülünün düşük olması kuvvetin kemiğe daha iyi iletilmesini sağlar (Christensen et al. 2000). Bu nedenle titanyum alaşım IZC uygulanan kuvvet altında daha fazla deformasyona uğrayıp, üzerindeki kuvveti direkt kemiğe iletmiş, SS IZC' den daha fazla stres birikimine neden olmuş olabilir.

Literatürde kortikal kemikte rezorbsiyonun başlangıç değeri 25-50 MPa olarak belirtilmiştir (Li et al. 2007; Motoyoshi et al. 2009). 400 gr kuvvet altında SS ve titanyum alaşım IZC mini vidalarının oluşturduğu gerilme değerleri, kortikal kemik rezobsiyon başlangıç değerlerine çok yakın olduğu için vida gevşemesine neden olabilir. İki kuvvet altında zigoma plaklarının kortikal kemikte oluşturduğu gerilmeler çok düşük olduğu için posterior intrüzyonda, yapılan klinik çalışmalara benzer olarak (Erverdi et al. 2004, 2002, 2006), zigoma plaklarının rahatlıkla kullanılabileceği görüldü. 200 gr kuvvet altında her iki IZC mini vidasının kortikal kemikte düşük gerilme oluşturması klinikte intrüzyon amacıyla kullanılabileceği anlamına gelebilir.

Nalbantgil ve arkadaşlarının (2012) yaptıkları sonlu eleman analiz çalışmasında farklı yapıda oluşturulmuş zigoma plaklarına horizontal kuvvet uygulanmış, plağı sabitleyen birinci vida çevresindeki kortikal kemikte kuvvet uygulanma yönünde sıkışma, tersi yönde çekme tipi gerilmeler oluşmuş, çekme tipi gerilmeler sıkışma tipi gerilmelerden daha büyük ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda ise kortikal kemikte zigoma plağını sabitleyen birinci vidanın inferior-posteriorunda çekme tipi gerilmeler oluşurken, superior-anteriorunda sıkışma tipi gerilmeler oluştu. Çekme tipi gerilmeler, sıkışma tipi gerilmelerden daha büyüktü. Sıkışma ve gerilmelerin görüldüğü yerler plağı sabitleyen vidaların yer değiştirme yönleri ile uyumluydu. IZC mini vidalarının incelendiği tüm senaryolarda vidanın kemiğe yerleştirildiği yerin inferiorunda sıkışma tipi gerilmeler oluşurken, superiorunda çekme tipi gerilmeler oluştu. Sıkışma tipi gerilmeler, çekme tipi gerilmelerden daha fazlaydı. Sıkışma ve gerilmelerin görüldüğü yerler IZC vidalarının yer değiştirme yönleri ile uyumludur.

***Süngerimsi kemikte oluşan gerilmelerin değerlendirilmesi:*** Süngerimsi kemikte en düşük von Mises gerilme değerini oluşturan SS IZC mini vidası, en yüksek gerilme değeri oluşturan ise zigoma plağı oldu. Titanyum alaşım IZC mini vidası ise SS IZC mini vidasına benzer değerler oluşturdu. Kortikal kemiğin elastite modülü, süngerimsi kemiğin elastite modülünden daha yüksektir. Bu nedenle süngerimsi kemiğin uygulanan kuvvete direnmede rolü küçüktür (De Clerck et al. 2002). Liu ve arkadaşları (2012) kortikal kemikte oluşan gerilmelerin süngerimsi kemikte oluşan gerilmelerden daha fazla olduğunu, Suzuki ve arkadaşları (2011) süngerimsi kemikte daha az stres oluştuğunu bildirmiştir. Bizim çalışmamızda da literatüre uygun olarak kortikal kemiğe göre, süngerimsi kemikte çok daha az stres oluşmuştur.

Süngerimsi kemikte zigoma plağını sabitleyen birinci vidanın inferior-anteriorunda sıkışma tipi gerilmeler oluşurken, inferior-posteriorunda çekme tipi gerilmeler oluştu. Sıkışma tipi gerilmeler çekme tipi gerilmelerden daha büyüktü. IZC mini vidalarında, vidanın inferiorunda çekme tipi gerilmeler oluşurken, inferior-anteriorunda sıkışma tipi gerilmeler izlendi. Çekme tipi gerilmeler, sıkışma tipi gerilmelerden daha fazlaydı.

***Ankraj ünitesinde oluşan gerilmelerin değerlendirilmesi:*** IZC mini vidalarında en yüksek von Mises gerilmeleri vidaların birinci yivi hizasında oluştu. Bu değerler paslanmaz çelik ve titanyum alaşımın (SS:515 MPa (Nubly ve Yudo 2017), titanyum alaşım: 950 MPa (Yalçın ve Varol 2008)) akma gerilmesinin çok altında olduğundan vida kırılması ya da deformasyonun olması mümkün görülmedi.

Yapılan çalışmalarda plaklarda birinci vida daha fazla strese maruz kalarak, değişimlerden daha fazla etkilendiği bildirilmiştir. Bu nedenle ilk kaybedilen vida birinci vidadır (Veziroglu et al. 2008). Bizim çalışmamızda zigoma plağını tutan vidaların ilkinin birinci yivinde en yüksek von Mises gerilme değeri görülürken, iki ve üçüncü vidalarda gerilme değeri düşmüştür. Kuvvet miktarı arttırıldığında birinci vidada oluşan stres iki katına çıkarken, iki ve üçüncü vidada stres miktarı çok az artmıştır. Bu bölgede kortikal kemikte oluşan stres miktarı kortikal kemiğin rezorbsiyon başlama değerinin çok altında olduğundan klinikte rahatlıkla kullanılabileceği düşünülmüştür.

***Diş köklerinde oluşan gerilmelerin değerlendirilmesi:*** Diş köklerinde oluşan von Mises gerilme değerlerine bakıldığında zigoma plağının olduğu senaryolarda en fazla stres ikinci molar dişin distobukkal kökünde, en az stresin birinci premolar dişin palatinal kökünde oluştuğu görüldü. IZC mini vidalarında ise en yüksek değerler birinci molar dişin distobukkal kökünde, en düşük değerler ise ikinci premolar diş kökünde görüldü.

IZC mini vidaları ve zigoma plağının hemen hemen aynı kökler üzerinde yüksek ve düşük stresler oluşturdu. IZC mini vidaları kuvvetin direkt geldiği birinci premolar dişin bukkal, birinci molar dişin distobukkal ve ikinci molar dişin meziobukkal kökü hariç diğer tüm diş köklerinde zigoma plağından daha az stres oluşturdu. Bunun nedeni zigoma plağının ucu ve çelik bar arasındaki vertikal uzaklığın, IZC mini vida başı ve çelik bar arasındaki vertikal uzaklıktan farklı olması olabilir. Çalışmamızda kliniğe uygun şekilde IZC vidasının başı, zigoma plağının ucuna göre daha kuronale yerleştirilmiş, çalışma alanı daha kısa oluşturulmuştur. IZC vidasının çalışma alanının daha az olması nedeniyle, beklenen diş hareketleri IZC vidasının kuronale yer değiştirmesinden daha fazla etkilenmiş, diş köklerinde oluşan stres değerlerini düşürmüş olabilir.

Titanyum alaşım ve SS IZC mini vidalarının diş köklerinde oluşturduğu stres değerleri arasında hemen hemen hiç fark yoktu.

Çalışmamızda kuvvet uygulanan paslanmaz çelik bar, birinci premolar diş ve ikinci molar dişlerin hizasında akrilik blokla birleşmektedir. Uygulanan intrüzyon kuvveti bu metal bar ile direkt olarak ikinci molar ve birinci premolar dişe iletilmekte, ikinci premolar ve birinci molar dişlere ise akril plak yardımıyla indirekt olarak iletilmektedir. Ayrıca intrüzyon kuvveti birinci ve ikinci molar diş kökleri arasından uygulanmaktadır. Tüm senaryolarda direkt kuvvetin geldiği ve kuvvet uygulama bölgesine en yakın olan ikinci molar dişin bukkal kökleri ve birinci molar dişin distobukkal kökü en fazla stresin oluştuğu kökler olmuştur. Kuvvetin uygulandığı yerden uzakta kalan birinci premolar dişin palatinal kökü, ikinci premolar diş ve birinci molar dişin palatinal kökü en az stresin oluştuğu köklerdir. Bukkal ve palatinal köklerde oluşan bu stres farklılıklarının diğer bir sebebi ise damakta bulunan TPA' nın palatinal yönde intrüzyonu karşılayamaması ve dişlerin bukkale devrilmesine neden olması olabilir.

Metal bar kuvvetin direkt iletilmesini sağlamakta fakat akrilik plak kuvveti istenilen düzeyde iletememekte arada kuvvet kaybına neden olmaktadır. Akril plağın içerisinin metal barın devamıyla çevrelenmesi ile kuvvetin daha homojen iletilebileceği düşünülmüştür.

Daha önce yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmalarında en fazla stres birinci molar dişin meziobukkal kökü ve birinci premolar dişin kökleri çevresinde oluşmuştur (Çifter ve Saraç 2011; Uysal et al. 2019). Bu bölgeler aynı zamanda klinik çalışmalarda da intrüzyon hareketinde rezorbsiyona yakın alanlar olarak bildirilmiştir (Harris 2000). Bizim çalışmamızda farklı değerlerin görülmesinin nedeni vidaların nonosseointegre olması nedeniyle yer değiştirmesi, kullanılan intrüzyon apareyinin tasarımının farklı olması ya da uygulanan kuvvet yönünün farklı olması olabilir.

Literatürdeki sonlu elemanlar analiz çalışmalarının çoğunda ankraj ünitesindeki titanyum mini vidalar osseointegre kabul edilmiş, dişler ve çevre dokularda meydana gelen değişiklikler incelenmiştir (Çifter ve Saraç 2011; Uysal et al. 2019; Sanap et al. 2020). Vidaların nonosseointegre kabul edilip, yüklenen kuvvet karşısında vidalarda oluşan değişikliklerin incelendiği çalışmalarda ise sadece ankraj ünitesindeki değişiklikler incelenmiş, dişlerde meydana gelen değişikliklere bakılmamıştır (Holberg et al. 2014; Perillo et al. 2015). Literatürde bu çalışmalar içinde ankraj ünitesi ve dişlerde oluşan stres ve yer değişikliklerinin birlikte incelendiği sadece bir çalışmaya rastlanmıştır. Bu çalışmada tek bir dişin retraksiyonu gerçekleştirilmiş, PDL ve nonosseointegre mini vida üzerinde oluşan stres değerlerine bakılmış, vidanın yer değişimleri incelenmemiştir (Ammar et al. 2011). Bizim çalışmamızda ise vidalar nonosseointegre kabul edilip, blok haline getirilen diş köklerindeki stres miktarları, ankraj ünitesindeki yer değiştirmeler ve kemik üzerinde oluşturduğu stres miktarları değerlendirilmiştir. Çalışmamızda diş köklerinde oluşan stres değerlerinin diğer çalışmalara göre farklı olmasının nedeninin ankraj ünitesinde meydana gelen yer değiştirmelerin etkisi olabileceğini düşünülmüştür.

Literatürdeki posterior dişlerin blok intrüzyonun incelendiği çalışmalarda, akril bite blok iki kalın TPA ile birbirine bağlanmış böylece dişlerin bukkale devrilmesi önlenmiş ve posterior intrüzyon başarılı bir şekilde gerçekleşmiştir (Erverdi et al. 2007, 2006). Bu veriler göz önüne alınarak çalışmamızda dişlerin bukkal devrilmelerini azaltmak için akrilik intrüzyon apareyi tüm senaryolarda uygulanmıştır. Fakat iki

adet TPA' nın dişlerin bukkale yer değiştirmesine engel olamadığı görülmüştür. Bunun nedeni, dilin TPA' ya basınç oluşturarak palatinal bölgede bir intrüzyon kuvveti oluşturmasının, dilin uygulayacağı kuvveti öngöremediğimiz için, senaryolara dahil etmememiz olabilir.

***Ankraj ünitesinde meydana gelen yer değiştirmelerin değerlendirilmesi:*** Zigoma plağında oluşan yer değiştirme miktarları incelendiğinde kuvvet uygulanan plak ucu her iki kuvvet altında anteriora ve aşağı hareket etmiştir. Plağı sabitleyen vidalarda yer değişimi en fazla birinci vidada iken, en az yer değiştirme üçüncü vidada gerçekleşmiştir. Birinci vida başlığı en fazla anteriora olmak üzere sırasıyla bukkale ve apikale yer değiştirmiştir. İkinci ve üçüncü vida başlıkları ise en fazla anteriora, sonra apikale, en az ise bukkale yer değiştirmiştir. En fazla yer değiştirmenin olduğu birinci vidanın gevşeme riski diğer iki vidadan daha fazladır. Uygulanan kuvvet miktarı arttığında yer değiştirme miktarı da arttığından vidanın gevşeme riskinin de aynı oranda artacağı düşünülmüştür. Literatürde zigoma plağının kuvvet karşısında yer değiştirme miktarını inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Literatürde zigoma plağının uygulandığı yer olan IZC bögesine Liou ve arkadaşları (2004) 2 mm x 17 mm boyutunda mini vidalar uygulamış ve vidaların 1-1.5 mm ekstrüzyona ve devrilmeye uğradıklarını bildirmişlerdir. Uygulama yerinin aynı olması sebebiyle bu çalışmanın bizim çalışmamız için yol gösterici olabileceği düşünülmüştür.

Mini plaklara uygulanan kuvvetler doğrudan plağı sabitleyen vidalara iletilir. Uygulanan kuvvete en yakın olan vidanın stabilitesi, plağın stabilitesi ile yakından ilgilidir (Veziroglu et al. 2008). Bu nedenle ilk vidanın kaybedilme riskinin artması plağın kaybedilme riskinin arttığı anlamına gelir.

Plağı sabitleyen vidaların anteriora yer değiştirme miktarlarının diğer yönlere göre fazla olmasının nedeni titanyum zigoma plağının kuvvet uygulanan ucunun deformasyona uğrayarak anteriora yer değiştirmesi olabilir. İntrüzyon kuvveti plağın ucundan uygulandığında, plak ucu aşağı ve anteriora doğru yer değiştirme göstermiş, kuvvet vektörü gittikçe anteriora kaymıştır. Bu nedenle zigoma plağını sabitleyen vidaların anteriora yer değiştirdiği düşünülmüştür.

Diğer iki vidadan farklı olarak, birinci vidada bukkale yer değiştirme, apikale yer değiştirmeye göre daha fazla oldu. Modelimizde zigoma plağının ucu kemik yüzeye

temas etmeyip, kemiğin biraz uzağından dışarı açılmakta ve dişlere göre daha dışarda olan akrilik bite bloktaki 0.9 mm paslanmaz çelik bara kapalı yay ile bağlanmaktadır. Uygulanan kuvvet vektörü nedeniyle zigoma plağı bukkale çekilmektedir. Plağı sabitleyen vidalardan birinci vida kuvvet uygulanan uca daha yakın olduğu için ikinci ve üçüncü vidadan daha fazla bukkale hareket etmesi normal kabul edilebilir.

SS IZC mini vidasının toplam yer değiştirme miktarı her iki kuvvet altında da titanyum alaşım IZC mini vidasının yer değiştirme miktarından neredeyse 2 kat daha azdır. IZC mini vidasının incelendiği dört senaryoda en az yer değiştirme 200 gr kuvvet altında SS mini vidada gerçekleşmiştir. Bu nedenle klinikte SS IZC mini vidasına 200 gr intrüzyon kuvvetinin verilmesinin güvenli olabileceği düşünülmüştür.

Wang ve arkadaşları (2008) titanyum IZC vidalarına distalizasyon ve intrüzyon kuvvetleri uygulamış, vidaların 1.5-1.6 mm ekstrüzyona ve devrilmeye uğradıklarını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise her iki IZC mini vidasının başlığının yer değiştirme yönü en fazla mediale olmuştur. Daha sonra kuronal yönde yer değiştirme gözlenmiş, en az hareket ise posteriora olmuştur. İntrüzyon kuvveti nedeniyle vida başı gittikçe mediale doğru yer değiştirirken, vida yivleri laterale doğru hareket etmiş, aynı zamanda vida başı kuvvet etkisiyle kuronale doğru yer değiştirmiştir.

Mini vidaların primer stabilitesi mekanik tutuculukla sağlanmaktadır. Bu nedenle kuvvet altında yer değişikliğine uğramaları beklenilen bir durumdur (Ertekin ve Esenlik 2012). Mini vidalardaki yer değişikliğinin incelendiği bir sistematik derlemede ortalama primer yer değişikliğinin 6.4-24.4 μm arasında olduğu belirtilmiştir (Nienkemper et al. 2014). Bizim çalışmamızda vidaların yer değiştirme miktarları literatürde belirtilen miktarların altında olduğu görülmüştür, bunun nedeni ise analizde anlık verilen kuvvetin etkisinin görülmesidir. Kuvvet uygulama süresi arttırıldığında yer değiştirme miktarlarının da artacağı göz önüne alınmalıdır (Wang ve Liou 2008).

Çalışmamızın bazı limitasyonları vardır. Birincisi; sonlu elemanlar analiz yönteminde kortikal kemik, süngerimsi kemik, dişler ve periodontal ligament tek tip ve homojen olarak tanımlanmaktadır. Fakat gerçek hayatta biyolojik yapılar tek tip özellik göstermezler ve heterojen bir yapıya sahiptirler. Bireyden bireye farklılık göstermelerinin yanı sıra bulundukları bölgeden bölgeye de farklılık gösterirler. Bu analiz ile kuvvet altında biyolojik değişikliklerin izlemesi mümkün değildir; fakat kliniğe yakın biyomekanik özellikler gösterilebilir. İkincisi; titanyum mini vidalar gerçekte parsiyel

osseointegrasyon gösterirken bizim çalışmamızda vidalar nonosseointegre kabul edilmiştir. Üçüncüsü; analizlerde akrilik plağa etki eden kas kuvvetleri ve çiğneme kuvveti ayrıca dilin TPA' ya uyguladığı vertikal kuvvet değerlendirmeye alınmamıştır.

Çalışmamız in-vitro bir çalışma olduğundan gelecekte klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

Zigoma plağı, SS IZC mini vidası ve titanyum alaşım IZC mini vidasının 2 farklı intrüzyon kuvveti altında kemik, diş ve vidaların üzerinde oluşturduğu gerilim ve yer değiştirmelerini sonlu elemanlar analiz yöntemiyle karşılaştırmalı olarak incelediğimiz çalışmamızın sonunda aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır;

1) Çalışmamızda zigoma plaklarının her iki kuvvet altında kortikal kemikte oluşturduğu streslerin az olması, plağı sabitleyen vidaların yer değiştirmelerinin düşük olması nedeniyle posterior dişlerin blok intrüzyonunda güvenle kullanılabileceği düşünülmüştür.
2) IZC mini vidalarının kortikal kemikteki stres miktarları ve yer değiştirme miktarları zigoma plakları kadar düşük değildir; fakat 200 gr intrüzyon kuvveti altında oluşan stres değerleri klinik kullanım açısından kabul edilebilir görülmektedir. 400 gr intrüzyon kuvvetinde ise IZC vidalarının oluşturduğu kritik gerilme değerleri ve yer değiştirme miktarlarının artması sebebiyle klinik kullanımı tavsiye edilemeyebilir.

# 5. KAYNAK


AKAN, SEDEN, KOCADERELI (2013) Ortodontide Miniplakların Kullanımı, *Turkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics* 4(1):109–14.

AKTURK, OKTEM O, RUBENDIZ M (2019) Açık Kapanış Tedavisinde Modifiye Hızlı Molar İntrüzyon Aygıtının Kullanımı: Vaka Raporu

ALBREKTSSON T, HANSSON HA (1986) An Ultrastructural Characterization of the Interface between Bone and Sputtered Titanium or Stainless Steel Surfaces, *Biomaterials* 7(3):201–5.

ALMEIDA, RODRIGUES M (2020) The Biomechanics of Extra-alveolar TADs in Orthodontics, *Temporary Anchorage Devices in Clinical Orthodontics* 445–54.

ALSAFADI, SALEEM A, ALABDULLAH MM, SALTAJI H, ABDO A, YOUSSEF M (2016) Effect of Molar Intrusion with Temporary Anchorage Devices in Patients with Anterior Open Bite: A Systematic Review, *Progress in Orthodontics* 17(1):9.

AMMAR, HUSSEIN H, NGAN P, CROUT RJ, MUCİNO VH, MUKDADI OM (2011) Three-Dimensional Modeling and Finite Element Analysis in Treatment Planning for Orthodontic Tooth Movement, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 139(1):e59–71.

ANDERSEN, WYNN S (1963) The Relationship of the Tongue-Thrust Syndrome to Maturation and Other Factors, *American Journal of Orthodontics* 49(4):264–75.

ARAT M AND ISERI H (1992) Orthodontic and Orthopaedic Approach in the Treatment of Skeletal Open Bite, *The European Journal of Orthodontics* 14(3):207–15.

ARMSTRONG, MACLAY M (1971) Controlling the Magnitude, Direction, and Duration of Extraoral Force, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 59(3):217–43.

ARSLAN SG, DEVECIOGLU KAMA J, KILIC AS (2007) Açık Kapanışın Daimi 1. Molar Dişlerin Çekimi Ile Tedavisi, *Turkish Journal of Orthodontics* 20:257–64.

ARVYSTAS, MICHAEL G (1977) Treatment of Anterior Skeletal Open-Bite Deformity *American Journal of Orthodontics* 72(2):147–64.

ATKINSON, SPENCER R (1966) Open-Bite Malocclusion, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 52(12):877–86.

AYALI A (2012) Mandibular Angulus Bölgesi Favorable ve Unfavorable Fraktürlerinde Uygulanan Farklı Fiksasyon Metotlarının Biyomekanik Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile Incelenmesi. Doktora Tezi. Yakın Doğu Üniversitesi, KKTC.

AYKAC V, ULUSOY C, TURKOZ C (2015) Effects of a Newly Designed Orthodontic Miniplate Platform for Elevating the Miniplate over the Gingiva: A 3-Dimensional Finite Element Analysis, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics : Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics* 148(1):110–22.

BAEK MS, CHOI YJ, YU HS, LEE KJ, KWAK J, PARK YC (2010) Long-Term Stability of Anterior Open-Bite Treatment by Intrusion of Maxillary Posterior Teeth, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 138(4):396-e1.

BALL, JUDITH V, ELISABETH NH (1995) Partial Glossectomy for the Treatment of Anterior Open Bite. A Case Report *British Journal of Orthodontics* 22(2):185–89.

BJORK A (1996) Prediction of Mandibular Growth Rotation. Am J Orthod, St.

BJORK A, SKIELLER V (1972) Facial Development and Tooth Eruption: An Implant Study at the Age of Puberty, *American Journal of Orthodontics* 62(4):339–83.

BONETTI, ALESSANDRI G, VERGANTI S, ZANARINI M, GRAZIANI E (2008) Orthodontic Intrusion of Posterior Teeth Using Dental Implant Anchorage, *Journal of Clinical Orthodontics : JCO* 42(4):222–25.

BORCHERS L, REICHART P (1983) Three-Dimensional Stress Distribution around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development, *Journal of Dental Research* 62(2):155–59.

BRAMMER J, BELL WH (1980) Stability after Bimaxillary Surgery to Correct Vertical Maxillary Excess and Mandibular Deficiency

BRÅNEMARK PI, ADELL R, ALBREKTSSON T, LEKHOLM U, LINDSTROM J, ROCKLER B (1984) An Experimental and Clinical Study of Osseointegrated Implants Penetrating the Nasal Cavity and Maxillary Sinus, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 42(8):497–505.

BRUNELLE JA, PROFIT WR (1969) The Characteristics of Malocclusion: A Modern Approach for Classifications and Diagnosis, *Am J Orthod* 56:443–54.

BURSTONE, CHARLES J, PRYPUTNIEWICZ RJ (1980) Holographic Determination of Centers of Rotation Produced by Orthodontic Forces, *American Journal of Orthodontics* 77(4):396–409.

CALDWELL, STEPHEN F, HYMAS TA, TIMM TA (1984) Maxillary Traction Splint: A Cephalometric Evaluation, *American Journal of Orthodontics* 85(5):376–84.

CANGIALOSI, THOMAS J (1984) Skeletal Morphologic Features of Anterior Open Bite, *American Journal of Orthodontics* 85(1):28–36.

CAPUTO, ANGELO A, CHACONAS SJ, HAYASHI RK (1974) Photoelastic Visualization of Orthodontic Forces during Canine Retraction, *American Journal of Orthodontics* 65(3):250–59.

CARANO, ALDO, SICILIANI G, BOWMAN SJ (2005) Treatment of Skeletal Open Bite with a Device for Rapid Molar Intrusion: A Preliminary Report, *The Angle Orthodontist* 75(5):736–46.

CATTANEO, PAOLO M, DALSTRA M, MELSEN B (2003) The Transfer of Occlusal Forces through the Maxillary Molars: A Finite Element Study, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 123(4):367–73.

CATTANEO, PAOLO M, DALSTRA M, MELSEN B (2008) Moment-to-Force Ratio, Center of Rotation, and Force Level: A Finite Element Study Predicting Their Interdependency for Simulated Orthodontic Loading Regimens, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 133(5):681–89.

CAVANAUGH, CATHERINE E, CHRISTIANSEN RL (2000) Effects of Active Vertical Corrector Treatment in Growing Anterior Open-Bite Patients, *Craniofacial Growth Series* 36:243–52.

CHANG C (2011) Clinical Applications of Orthodontic Bone Screw in Beethoven Orthodontic Center, *Int J Orthod Implantol* 23:50–51.

CHANG C, HUANG C, ROBERTS WE (2016) 3D Cortical Bone Anatomy of the Mandibular Buccal Shelf: A CBCT Study to Define Sites for Extra-Alveolar Bone Screws to Treat Class III Malocclusion, *Int J Orthod Implantol* 41:74–82.

CHANG C, LIN JS, YEH HY (2018) Extra-Alveolar Bone Screws for Conservative Correction of Severe Malocclusion without Extractions or Orthognathic Surgery, *Current Osteoporosis Reports* 16(4):387–94.

CHANG C, LIN JS, ROBERTS WE (2019) Failure Rates for Stainless Steel versus Titanium Alloy Infrazygomatic Crest Bone Screws: A Single-Center, Randomized Double-Blind Clinical Trial, *The Angle Orthodontist* 89(1):40–46.

CHANG C, LIN JS, YEH HY, ROBERTS WE (2020) Insights to Extraradicular Bone Screw Applications for Challenging Malocclusions, *Temporary Anchorage Devices in Clinical Orthodontics* 433–44.

CHANG C, LİU JS, ROBERTS WE (2015) Primary Failure Rate for 1680 Extra-Alveolar Mandibular Buccal Shelf Mini-Screws Placed in Movable Mucosa or Attached Gingiva, *The Angle Orthodontist* 85(6):905–10.

CHEN, FENGSHAN, TERADA K, HANADA K, SAITO I. (2006) Anchorage Effect of Palatal Implants under Various Forces: A Finite Element Study, *Orthodontic Waves* 65(1):1–8.

CHEN Y, KANG ST, BAE SM, KYUNG HM (2009) "Clinical and Histologic Analysis of the Stability of Microimplants with Immediate Orthodontic Loading in Dogs, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 136(2):260–67.

CHEN Y, KYUNG HM, ZHAO WT, YU WJ. (2009) Critical Factors for the Success of Orthodontic Mini-Implants: A Systematic Review, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 135(3):284–91.

CHEN Y, CHANG HH, CHEN YJ, LEE D, CHİANG HH, YAO CCJ (2008) Root Contact during Insertion of Miniscrews for Orthodontic Anchorage Increases the Failure Rate: An Animal Study, *Clinical Oral Implants Research* 19(1):99–106.

CHENG SH, TSENG IY, LEE JJ, KOK SH (2004) A Prospective Study of the Risk Factors Associated with Failure of Mini-Implants Used for Orthodontic Anchorage, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 19(1).

CHOI BH, ZHU SJ, KIM YH (2005) A Clinical Evaluation of Titanium Miniplates as Anchors for Orthodontic Treatment, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 128(3):382–84.

CHRISTENSEN FB, DALSTRA M, SEJLING F, OVERGAARD S, BUNGER C (2000) Titanium-Alloy Enhances Bone-Pedicle Screw Fixation: Mechanical and Histomorphometrical Results of Titanium-Alloy versus Stainless Steel *European Spine Journal* 9(2):97–103.

CHUNG KR, OH MY, KO SJ (2001) Corticotomy-Assisted Orthodontics *Journal of Clinical Orthodontics : JCO* 35(5):331–39.

CIFTER M, SARAC M (2011) Maxillary Posterior Intrusion Mechanics with Mini-Implant Anchorage Evaluated with the Finite Element Method, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 140(5):e233–41.

DE CLERCK H, GEERINCKX V, SİCİLİANO S (2002) The Zygoma Anchorage System, *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 36(8):455–59.

CORNELIS MA, SCHEFFLER NR, MAHY P, SICILIANO S, DE CLERCK HJ, TULLOCH JFC (2008) Modified Miniplates for Temporary Skeletal Anchorage in Orthodontics: Placement and Removal Surgeries, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 66(7):1439–45.

COSTA A, RAFFAINL M, MELSEN B (1998) Miniscrews as Orthodontic Anchorage: A Preliminary Report, *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery* 13(3):201–9.

COUSLEY RRJ (2014) Molar Intrusion in the Management of Anterior Openbite and 'High Angle'Class II Malocclusions *Journal of Orthodontics* 41(1_suppl):s39–46.

CRAIG RG (2002) "Restorative Dental Materials."

CUSIMANO C, MCLAUGHLIN RP, ZERNIK JH (1993) Effects of First Bicuspid Extractions on Facial Height in High-Angle Cases, *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 27(11):594–98.

DEGUCHI T, KUROSAKA H, OIKAWA H, KURODA S, TAKAHASHI I, YAMASHIRO T, AND TAKANO-YAMAMOTO T (2011)Comparison of Orthodontic Treatment Outcomes in Adults with Skeletal Open Bite between Conventional Edgewise Treatment and Implant-Anchored Orthodontics, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 139(4):S60–68.

DELLINGER EL (1986) A Clinical Assessment of the Active Vertical Corrector—a Nonsurgical Alternative for Skeletal Open Bite Treatment, *American Journal of Orthodontics* 89(5):428–36.

DENISON TF, KOKICH VG AND SHAPIRO PA (1989) Stability of Maxillary Surgery in Openbite versus Nonopenbite Malocclusions, *The Angle Orthodontist* 59(1):5–10.

DEVOCHT JW, GOEL VK, ZEITLER DL, LEW D (1996) A Study of the Control of Disc Movement within the Temporomandibular Joint Using the Finite Element Technique, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 54(12):1431–37.

DUNG DJ, J. SMITH RJ (1988) Cephalometric and Clinical Diagnoses of Open Bite Tendency, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 94(6):484–90.

EBERHART BB, KUFTINEC MM, BAKER IM (1990) The Relationship between Bite Depth and Incisor Angular Change, *The Angle Orthodontist* 60(1):55–58.

ENACAR A, KECIK D (2009) Açık Kapanış'ın Myofonksiyonel Tedavisinde Preorthodontic Trainer Uygulaması: Olgu Sunumu, *Turkish Journal of Orthodontics* 22:248–55.

ENACAR A, UGUR T, TOROGLU S (1996) A Method for Correction of Open Bite, *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 30(1):43–48.

ENGLISH JD (2002) Early Treatment of Skeletal Open Bite Malocclusions, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 121(6):563–65.

ENLOW DH, KURUKODA, TAKAYUKI , LEWIS, ARTHUR B (1971) The Morphological and Morphogenetic Basis for Craniofacial Form and Pattern, *The Angle Orthodontist* 41(3):161–88.

EPKER BN, LEWARD C. FISH LC (1977) Surgical-Orthodontic Correction of Open-Bite Deformity, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 71(3):278–99.

ERBAY E, UGUR T, ULGEN M (1995) The Effects of Frankel's Function Regulator (FR-4) Therapy on the Treatment of Angle Class I Skeletal Anterior Open Bite Malocclusion, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 108(1):9–21.

ERTEKIN B, ESENLIK E (2012) "Ortodontide İskeletsel Ankraj Yöntemlerinin Risk ve Komplikasyonları." *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 6(3):1259–66.

ERVERDI N, KELES A, NANDA R (2004) The Use of Skeletal Anchorage in Open Bite Treatment: A Cephalometric Evaluation, *The Angle Orthodontist* 74(3):381–90.

ERVERDI N, TOSUN T, KELES A (2002) A New Anchorage Site for the Treatment of Anterior Open Bite: Zygomatic Anchorage. Case Report, *World Journal of Orthodontics* 3(2).

ERVERDI N, USUMEZ S, SOLAK A (2006) New Generation Open-Bite Treatment with Zygomatic Anchorage, *The Angle Orthodontist* 76(3):519–26.

ERVERDI N, USUMEZ S, SOLAK A, KOLDAS T (2007) Noncompliance Open-Bite Treatment with Zygomatic Anchorage, *The Angle Orthodontist* 77(6):986–90.

ESPELAND L, DOWLING PA, MOBARAK KA, STENVIK A (2008) Three-Year Stability of Open-Bite Correction by 1-Piece Maxillary Osteotomy, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 134(1):60–66.

FARNSWORTH D, ROSSOUW PE, CEEN RF, BUSCHANG PH (2011) Cortical Bone Thickness at Common Miniscrew Implant Placement Sites, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 139(4):495–503.

FIELDS HW, PROFFIT WR, NIXON WL, PHILLIPS C, STANEK ED (1984) Facial Pattern Differences in Long-Faced Children and Adults, *American Journal of Orthodontics* 85(3):217–23.

FRÄNKEL, ROLF. 1980. “Lip Seal Training in the Treatment of Skeletal Open Bite.” *The European Journal of Orthodontics* 2(4):219–28.

FRÄNKEL R, FRÄNKEL C (1983) A Functional Approach to Treatment of Skeletal Open Bite, *American Journal of Orthodontics* 84(1):54–68.

FRANKLIN FE (1998) Stress Analysis. Mechanical Engineers’ Handbook

FROHLICH K, INGERVALL B, SCHMOKER R (1993) Influence of Surgical Tongue Reduction on Pressure from the Tongue on the Teeth, *The Angle Orthodontist* 63(3):191–98.

GALLAS MM, ABELEIA MT, FERNANDEZ JR, BURGUERA M (2005) Three-Dimensional Numerical Simulation of Dental Implants as Orthodontic Anchorage, *The European Journal of Orthodontics* 27(1):12–16.

GALLETTO L, URBANIAK J, SUBTELNY JD (1990) Adult Anterior Open Bite, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 97(6):522–26.

GAUTAM P, VALIATHAN A, ADHIKARI R (2009) Maxillary Protraction with and without Maxillary Expansion: A Finite Element Analysis of Sutural Stresses, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 136(3):361–66.

GELGOR IE, KARAMAN IA, ERCAN E (2007) Prevalence of Malocclusion among Adolescents in Central Anatolia, *European Journal of Dentistry* 1(03):125–31.

GELLIN ME (1978) Digital Sucking and Tongue Thrusting in Children, *Dental Clinics of North America* 22(4):603–19.

GENG JP, TAN KBC, LIU GR (2001) Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the Literature, *The Journal of Prosthetic Dentistry* 85(6):585–98.

GERAMY A (2002) Initial Stress Produced in the Periodontal Membrane by Orthodontic Loads in the Presence of Varying Loss of Alveolar Bone: A Three-dimensional Finite Element Analysis, *The European Journal of Orthodontics* 24(1):21–33.

GERSHATER MM (1972) The Proper Perspective of Open Bite, *The Angle Orthodontist* 42(3):263–72.

GHAFARI JG, HADDAD RV (2013) Open Bite: Spectrum of Treatment Potentials and Limitations, Pp. 239–52 in *Seminars in Orthodontics*. Vol. 19. Elsevier.

GHOSH A, (2018) Infra-Zygomatic Crest and Buccal Shelf-Orthodontic Bone Screws: A Leap Ahead of Micro-Implants–Clinical Perspectives, *Journal of Indian Orthodontic Society* 52(4_suppl2):127–41.

GRABER TM, VANARSDALL JR RL, VIG KW (1994) Orthodontics. Current Principles and Techniques, Mosby, Year Book Inc., St Louis University of Michigan 233–38.

GRABER TM (1963) The 'Three M's': Muscles, Malformation, and Malocclusion, *American Journal of Orthodontics* 49(6):418–50.

GRACCO A, CIRIGNACO A, COZZANI M, BOCCACCIO A, PAPPALETTERE C, VITALE G (2009) Numerical/Experimental Analysis of the Stress Field around Miniscrews for Orthodontic Anchorage, *The European Journal of Orthodontics* 31(1):12–20.

GREENLEE GM, HUANG GJ, CHEN SSH, JUDY CHEN, KOEPSELL T, HUJOEL P (2011) Stability of Treatment for Anterior Open-Bite Malocclusion: A Meta-Analysis, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 139(2):154–69.

GRENGA V, BOVI M (2013) Corticotomy-Enhanced Intrusion of an Overerupted Molar Using Skeletal Anchorage and Ultrasonic Surgery, *J Clin Orthod* 47(1):50–55.

GUMUS HO (2007) Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri

GUPTA A, S KOHLI VS, HAZAREY PV, KHARBANDA OP, GUNJAL A (2009) Stress Distribution in the Temporomandibular Joint after Mandibular Protraction: A 3-Dimensional Finite Element Method Study. Part 1, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics : Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics* 135(6):737–48.

GUVEN O, AKAL UK (1992) Bimaksiller Anterior Segmental Osteotomi Ile Class-I Anterior Open-Bite Tedavisi, *Türk Ortodonti Dergisi* 5(1):53–58.

HAAS AJ (1980) A Biological Approach to Diagnosis, Mechanics and Treatment of Vertical Dysplasia, *The Angle Orthodontist* 50(4):279–300.

HAO J (2011) *Accelerated Orthodontic Tooth Movement with Flapless Corticotomy: A Pilot Study in Beagle Dogs*, University of Illinois at Chicago.

HARRIS EF (2000) Root Resorption during Orthodontic Therapy, Pp. 183–94 in *Seminars in Orthodontics*. Vol. 6. Elsevier.

HARVOLD EP, CHIERICI G, VARGERVIK K (1972) Experiments on the Development of Dental Malocclusions, *American Journal of Orthodontics* 61(1):38–44.

HELLMAN M, MILO (1931) Open-Bite, *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography* 17(5):421–44.

HOLBERG C, WINTERHALDER P, RUDZKI-JANSON I, WICHELHAUS A (2014) Finite Element Analysis of Mono- and Bicortical Mini-Implant Stability, *European Journal of Orthodontics* 36(5):550–56.

HOTOKEZAKA H, MATSUO T, NAKAGAWA M, MIZUNO A, KOBAYASHI K (2001) Severe

Dental Open Bite Malocclusion with Tongue Reduction after Orthodontic Treatment, *The Angle Orthodontist* 71(3):228–36.

HSU YL, CHANG C, ROBERTS WE (2016) Canine-Lateral Incisor Transposition: Controlling Root Resorption with a Bone-Anchored T-Loop Retraction *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 150(6):1039–50.

HUANG YW, CHANG CH, WONG TY, LIU JK (2012) Bone Stress When Miniplates Are Used for Orthodontic Anchorage: Finite Element Analysis, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 142(4):466–72.

HUGHES TJR (1987) The Finite Element Method Prentice-Hall, New Jersey (USA).

HUGHES TJR (2012) The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis, Courier Corporation.

INGERVALL B, SCHMOKER R (1990) Effect of Surgical Reduction of the Tongue on Oral Stereognosis, Oral Motor Ability, and the Rest Position of the Tongue and Mandible, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 97(1):58–65.

ISAACSON JR, ISAACSON RJ, SPEIDEL TM, WORMS FW (1971) Extreme Variation in Vertical Facial Growth and Associated Variation in Skeletal and Dental Relations, *The Angle Orthodontist* 41(3):219–29.

ISAACSON RJ, ROBERT J. AND STEVEN J. LINDAUER SJ (2001) Closing Anterior Open Bites: The Extrusion Arch, Pp. 34–41 in *Seminars in Orthodontics*. Vol. 7. Elsevier.

ISCAN HN, AKKAYA S, KORALP E (1992) The Effects of the Spring-Loaded Posterior Bite-Block on the Maxillo-Facial Morphology, *The European Journal of Orthodontics* 14(1):54–60.

ISCAN HN, DINCER M, GULTAN A, MERAL O, TANER-SARISOY L (2002)Effects of Vertical Chincap Therapy on the Mandibular Morphology in Open-Bite Patients, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 122(5):506–11.

ISCAN HN, SARISOY L (1997) Comparison of the Effects of Passive Posterior Bite-Blocks with Different Construction Bites on the Craniofacial and Dentoalveolar Structures, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 112(2):171–78.

ISERI H, TEKKAYA AE, OZTAN O, BILGIC S (1998) Biomechanical Effects of Rapid Maxillary Expansion on the Craniofacial Skeleton, Studied by the Finite Element Method, *The European Journal of Orthodontics* 20(4):347–56.

ISMAIL SFH, MOSS JP, HENNESSY R (2002) Three-Dimensional Assessment of the Effects of Extraction and Nonextraction Orthodontic Treatment on the Face, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 121(3):244–56.

JACOBSON A (2008) Book Review| Creative Orthodontics: Blending the Damon System and TADs to Manage Difficult Malocclusions, John Jin-Jong Lin, Yonchieh@ Seed. Net. Tw, Yong Chien Company, Taiwan (2007), 324 Pages; $185.

JENNER JD, FİTZPATRICK BN (1985) Skeletal Anchorage Utilising Bone Plates, *Australian Orthodontic Journal* 9(2):231.

JEON PD, TURLEY PK, MOON HB, TING K (1999) Analysis of Stress in the Periodontium of the Maxillary First Molar with a Three-Dimensional Finite Element Model, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 115(3):267–74.

JİA X, CHEN X, HUANG X (2018) Influence of Orthodontic Mini-Implant Penetration of the Maxillary Sinus in the Infrazygomatic Crest Region, *American Journal of Orthodontics and*

*Dentofacial Orthopedics* 153(5):656–61.

KADIOGLU O, BUYUKYILMAZ T, ZACHRİSSON BU, MAINO BG (2008) Contact Damage to Root Surfaces of Premolars Touching Miniscrews during Orthodontic Treatment, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 134(3):353–60.

KALRA V, ORTH D, BURSTONE CJ, NANDA R (1989) Effects of a Fixed Magnetic Appliance on the Dentofacial Complex, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 95(6):467–78.

KANNO T, MITSUGI M, FURUKI Y, KOZATO S, AYASAKA N, MORI H. (2007)Corticotomy and Compression Osteogenesis in the Posterior Maxilla for Treating Severe Anterior Open Bite, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 36(4):354–57.

KATSUMI Y, TAKAGI R, OHSHIMA H (2016) The Occurrence Rate and Diameter of Arteries Traveling near the Mandible and an Assessment of the Relative Hemorrhage Risk in Implant Surgery, *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 18(5):1023–33.

KAWAKAMI S, YOKOZEKI M, TAKAHASHI T, HORIUCHI S, MORIYAMA K (2005) Siblings with Spaced Arches Treated with and without Partial Glossectomy, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 127(3):364–73.

KAYA B, ARMAN A (2006) The Treatment Of Openbıte Malocclusıons,

KILIARIDIS S, EGERMARK I, THILANDER B (1990) Anterior Open Bite Treatment with Magnets, *The European Journal of Orthodontics* 12(4):447–57.

KIM JW, AHN SJ, CHANG YI (2005) Histomorphometric and Mechanical Analyses of the Drill-Free Screw as Orthodontic Anchorage, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 128(2):190–94.

KIM SH, YOON HG, CHOI YS, HWANG EH, KOOK YA, NELSON G (2009) Evaluation of Interdental Space of the Maxillary Posterior Area for Orthodontic Mini-Implants with Cone-Beam Computed Tomography, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 135(5):635–41.

KIM SG, PARK SS (2007) Incidence of Complications and Problems Related to Orthognathic Surgery, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 65(12):2438–44.

KIM TW (2020) Anterior Open Bite Correction with One Midpalatal TAD, *Temporary Anchorage Devices in Clinical Orthodontics* 297–307.

KIM YH (1987) Anterior Openbite and Its Treatment with Multiloop Edgewise Archwire, *The Angle Orthodontist* 57(4):290–321.

KIM YH, HAN UK, LIM DD, SERRAON MLP (2000) Stability of Anterior Openbite Correction with Multiloop Edgewise Archwire Therapy: A Cephalometric Follow-up Study, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 118(1):43–54.

KLEIN ET (1971) The Thumb-Sucking Habit: Meaningful or Empty?, *American Journal of Orthodontics* 59(3):283–89.

KOCADERELI I (1999) The Effect of First Premolar Extraction on Vertical Dimension, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 116(1):41–45.

KOLE H (1959) Surgical Operations on the Alveolar Ridge to Correct Occlusal Abnormalities, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 12(5):515–29.

KORIOTH TWP, VERSLUIS A (1997) Modeling the Mechanical Behavior of the Jaws and Their Related Structures by Finite Element (FE) Analysis, *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 8(1):90–104.

KORKHAUS G (1928) The Frequency of Orthodontic Anomalies at Various Ages, *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography* 14(2):120–35.

KREIBORG S, BAKKE M, KIRKEBY S, MICHLER L, VEDTOFTE P, SEIDLER B, MØLLER E (1990) Facial Growth and Oral Function in a Case of Juvenile Rheumatoid Arthritis during an 8-Year Period, *The European Journal of Orthodontics* 12(2):119–34.

KRISHNASWAMY NR(2018) Vertical Control with TADs: Procedures and Protocols, Pp. 108–22 in *Seminars in Orthodontics*. Vol. 24. Elsevier.

KUHN RJ (1968) Control of Anterior Vertical Dimension and Proper Selection of Extraoral Anchorage, *The Angle Orthodontist* 38(4):340–49.

KURODA S, KATAYAMA A, TAKANO-YAMAMOTO T (2004) Severe Anterior Open-Bite Case Treated Using Titanium Screw Anchorage, *The Angle Orthodontist* 74(4):558–67.

KURODA S, SUGAWARA Y, DEGUCHİ T, KYUNG HM, TAKANO-YAMAMOTO T (2007) Clinical Use of Miniscrew Implants as Orthodontic Anchorage: Success Rates and Postoperative Discomfort, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 131(1):9–15.

KURODA S, TANAKA E (2011) Application of Temporary Anchorage Devices for the Treatment of Adult Class III Malocclusions, Pp. 91–97 in *Seminars in Orthodontics*. Vol. 17. Elsevier.

KUSNOTO B, EVANS CA (2002) Reliability of a 3D Surface Laser Scanner for Orthodontic Applications, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 122(4):342–48.

KUSTER R, INGERVALL B (1992) The Effect of Treatment of Skeletal Open Bite with Two Types of Bite-Blocks, *The European Journal of Orthodontics* 14(6):489–99.

LEE JS (2001) The MIA (Micro-Implant Anchorage) in Lingual Orthodontic Treatment for Skeletal Class II Malocclusion, *J. Clin. Orthod.* 35:643–47.

LEE NK, BAEK SH (2012) Stress and Displacement between Maxillary Protraction with Miniplates Placed at the Infrazygomatic Crest and the Lateral Nasal Wall: A 3-Dimensional Finite Element Analysis, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 141(3):345–51.

LEMIEUX G, HART A, CHERETAKIS C, GOODMURPHY C, TREXLER S, MCGARY C, RETROUVEY JM. (2011) Computed Tomographic Characterization of Mini-Implant Placement Pattern and Maximum Anchorage Force in Human Cadavers, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 140(3):356–65.

LI J, LI H, SHI L, FOK ALS, UCER C, DEVLIN H, HORNER K, SILIKAS N (2007) A Mathematical Model for Simulating the Bone Remodeling Process under Mechanical Stimulus, *Dental Materials* 23(9):1073–78.

LIN J, ROBERTS E (2014) CBCT Imaging to Diagnose and Correct the Failure of Maxillary Arch Retraction with IZC Screw Anchorage, *IJOI [Internet]* 3:4–17.

LIN JCY, LIOU EJW, YEH C (2006) Intrusion of Overerupted Maxillary Molars with Miniscrew Anchorage, *Journal of Clinical Orthodontics* 40(6):378.

LIN LH, HUANG GW, CHEN CS (2013) Etiology and Treatment Modalities of Anterior Open Bite Malocclusion, *Journal of Experimental & Clinical Medicine* 5(1):1–4.

LIN WJ, ZOU M, LIU XL, ZHENG YY (2010) A Three-Dimensional 3-D Finite Element Study on Direction of Maxillary Protraction, *Shanghai Kou Qiang Yi Xue= Shanghai Journal of Stomatology* 19(5):475–79.

LINDER-ARONSON S (1972) Effects of Adenoidectomy on Dentition and Nasopharynx, *Europ. Orthod. Soc.* 177–86.

LIOU EJW, PAI BCJ, LIN JCY (2004) Do Miniscrews Remain Stationary under Orthodontic Forces?, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics : Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics* 126(1):42–47.

LIU C, ZHU X, ZHANG X (2015) Three-Dimensional Finite Element Analysis of Maxillary Protraction with Labiolingual Arches and Implants, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 148(3):466–78.

LIU TC, CHANG CH, WONG TY, LIU JK (2012) Finite Element Analysis of Miniscrew Implants Used for Orthodontic Anchorage, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 141(4):468–76.

LOGAN DL (2011) A First Course in the Finite Element Method, Cengage Learning.

LÓPEZ-PÉREZ R, BORGES-YÁÑEZ SA, LÓPEZ-MORALES P (2008) Anterior Open Bite and Speech Disorders in Children with Down Syndrome, *The Angle Orthodontist* 78(2):221–27.

LUDWIG B, GLASL B, KINZİINGER GS, LIETZ T, ALISSON JA (2011) Anatomical Guidelines for Miniscrew Insertion: Vestibular Interradicular Sites, *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 45(3):165–73.

MACGREGOR AR, MILLER TPG, FARAH JW (1980) Stress Analysis of Mandibular Partial Dentures with Bounded and Free-End Saddles, *Journal of Dentistry* 8(1):27–34.

MAINO BG, WEILAND F, ATTANASI A, ZACHRISSON BU, BUYUKYILMAZ T (2007) Root Damage and Repair after Contact with Miniscrews, *Journal of Clinical Orthodontics* 41(12):762.

MAJOURAU A, NANDA R (1994) Biomechanical Basis of Vertical Dimension Control during Rapid Palatal Expansion Therapy, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 106(3):322–28.

MARGHITU DB (2001) Mechanical Engineer's Handbook, Elsevier.

MARZOUK ES, KASSEM HE (2016) Evaluation of Long-Term Stability of Skeletal Anterior Open Bite Correction in Adults Treated with Maxillary Posterior Segment Intrusion Using Zygomatic Miniplates, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 150(1):78–88.

MCLAUGHLIN RP, BENNETT JC, TREVISI HJ (2001) Systemized Orthodontic Treatment Mechanics, Elsevier Health Sciences.

MCNAMARA JA (1977) An Experimental Study of Increased Vertical Dimension in the Growing Face, *American Journal of Orthodontics* 71(4):382–95.

MCNAMARA JA, BRUDON WL, KOKICH VG (2001) *Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Needham Press Ann Arbor, Mich.

MECENAS P, ESPINOSA DG, CARDOSO PC, NORMANDO D (2020) Stainless Steel or Titanium Mini-Implants?, *The Angle Orthodontist* 90(4):587–97.

MELO AC, JAWONSKI ME, LARGURA LZ, THOMÉ G, J SOUZA JR, SILVA MA (2008) Upper

Molar Intrusion in Rehabilitation Patients with the Aid of Microscrews, *Aust Orthod J* 24(1):50–53.

MELSEN B, COSTA A (2000) Immediate Loading of Implants Used for Orthodontic Anchorage, *Clinical Orthodontics and Research* 3(1):23–28.

MITCHELL L (2001) An Introduction to Orthodontic. 2nd. United Kingdom: Oxford.

MIYAKAWA O, SHIOKAWA N, MATSUURA T, HANADA K (1985) A New Method for Finite Element Simulation of Orthodontic Appliance-Teeth-Periodontium-Alveolus System, *Journal of Biomechanics* 18(4):277–84.

MIYASAKA-HIRAGA J, TANNE K, NAKAMURA S (1994) Finite Element Analysis for Stresses in the Craniofacial Sutures Produced by Maxillary Protraction Forces Applied at the Upper Canines, *British Journal of Orthodontics* 21(4):343–48.

MIYAWAKI S, KOYAMA I, INOUE M, MISHIMA K, SUGAHARA T, TAKANO-YAMAMOTO T (2003) Factors Associated with the Stability of Titanium Screws Placed in the Posterior Region for Orthodontic Anchorage, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 124(4):373–78.

MIYAWAKİIS, OYA S, NOGUCHI H, AND TERUKO TAKANO-YAMAMOTO T (2000) Long-Term Changes in Dentoskeletal Pattern in a Case with Beckwith-Wiedemann Syndrome Following Tongue Reduction and Orthodontic Treatment, *The Angle Orthodontist* 70(4):326–31.

MOAVENI S (2003) Finite Element Analysis: Theory and Application with ANSYS, 2003.

MOON W, WU KW, MACGINNIS M, SUNG J, CHU H, YOUSSEF G, MACHADO A (2015) The Efficacy of Maxillary Protraction Protocols with the Micro-Implant-Assisted Rapid Palatal Expander (MARPE) and the Novel N2 Mini-Implant- a Finite Element Study, *Progress in Orthodontics* 16(1):16.

MOTOYOSHI M, INABA M, ONO A, UENO S, SHIMIZU N (2009a) The Effect of Cortical Bone Thickness on the Stability of Orthodontic Mini-Implants and on the Stress Distribution in Surrounding Bone, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 38(1):13–18.

MOTOYOSHI M, INABA M, UENO S, SHIMIZU N (2009b) Mechanical Anisotropy of Orthodontic Mini-Implants." *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 38(9):972–77.

MOW VC, HUISKES R (2005) A Brief History of Science, and Orthopaedic Biomechanics, *Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechanobiology. Philadelphia, Lippincot Williams and Wilkins* 1–28.

NAGAHARA K, MURATA S, NAKAMURA S, TSUCHIYA T (1999) Displacement and Stress Distribution in the Temporomandibular Joint during Clenching, *The Angle Orthodontist* 69(4):372–79.

NAHOUM HI (1975) Anterior Open-Bite: A Cephalometric Analysis and Suggested Treatment Procedures, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 67(5):513–21.

NALBANTGIL D, TOZLU M, OZDEMIR F, OZTOPRAK MO, ARUN T (2012) FEM Analysis of a New Miniplate: Stress Distribution on the Plate, Screws and the Bone, *European Journal of Dentistry* 6(01):9–15.

NANDA R, MARZBAN R, KUHLBERG A (1998) The Connecticut Intrusion Arch, *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 32(12):708–15.

NG CST, WONG WKR, HAGG U (2008) Orthodontic Treatment of Anterior Open Bite, *International Journal of Paediatric Dentistry* 18(2):78–83.

NGAN P, FIELDS HW (1997) Open Bite: A Review of Etiology and Management, *Pediatric Dentistry* 19(2):91–98.

NGAN P, WILSON S, FLORMAN M, WEI SHY (1992) Treatment of Class II Open Bite in the Mixed Dentition with a Removable Functional Appliance and Headgear." *Quintessence International* 23(5).

NIELSEN IL (1991) Vertical Malocclusions: Etiology, Development, Diagnosis and Some Aspects of Treatment, *The Angle Orthodontist* 61(4):247–60.

NIENKEMPER M, HANDSCHEL J, DRESCHER D (2014) Systematic Review of Mini-Implant Displacement under Orthodontic Loading, *International Journal of Oral Science* 6(1):1–6.

NUBLY MH, YUDO H (2017) Strength Analysis of Propeller Shafting on Orca Class Fisheries Inspection Boat Using Finite Element Method, *International Journal of Civil Engineering and Technology* 8(10):1599–1610.

O'BRİEN WJ (2008) Dental Materials and Their Selection 4th Ed. Illinois: Quintessence Publishing 378.

ODMAN J, LEKHOLM U, JEMT T, BRÅNEMARK PI, THİLANDER B (1988) Osseointegrated Titanium Implants - a New Approach in Orthodontic Treatment, *The European Journal of Orthodontics* 10(1):98–105.

OLIVEIRA DD, OLIVEIRA BF, BRITO HHA, SOUZA MMG, MEDEİROS PJ (2008) Selective Alveolar Corticotomy to Intrude Overerupted Molars, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 133(6):902–8.

OLIVEIRA NL, SILVEIRA AC, KUSNOTO B, VİANA G (2004) Three-Dimensional Assessment of Morphologic Changes of the Maxilla: A Comparison of 2 Kinds of Palatal Expanders, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 126(3):354–62.

OPPENHEIM A (2007) Tissue Changes, Particularly of the Bone, Incident to Tooth Movement, *The European Journal of Orthodontics* 29(suppl_1):i2–15.

ORTIAL JP (1995) Vertical Dimension and Therapeutic Choices, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 108(4):432–41.

OYAMA K, MOTOYOSHI, HIRABAYASHI M, HOSOI K, SHIMIZU N (2007) Effects of Root Morphology on Stress Distribution at the Root Apex, *The European Journal of Orthodontics* 29(2):113–17.

PAIK CH, WOO YJ, BOYD RL (2003) Treatment of an Adult Patient with Vertical Maxillary Excess Using Miniscrew Fixation, *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 37(8):423.

PARK HS, JEONG SH, KWON OW (2006) Factors Affecting the Clinical Success of Screw Implants Used as Orthodontic Anchorage, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 130(1):18–25.

PARK HS, KWON TG, KWON OW (2004) Treatment of Open Bite with Microscrew Implant Anchorage." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 126(5):627–36.

PARK YC, LEE HA, CHOI NC, KIM DH (2008) Open Bite Correction by Intrusion of Posterior Teeth with Miniscrews, *The Angle Orthodontist* 78(4):699–710.

PARKER JH (1971) The Interception of the Open Bite in the Early Growth Period, *The Angle Orthodontist* 41(1):24–44.

PEARSON LE (1996) Treatment of Vertical Backward Rotating Type Growth Pattern Patients in Today's Environment, *Meeting of Southern Assoc of Orthodontists*.

PEARSON LE (2000) The Management of Vertical Dimension Problems in Growing Patients, *Craniofacial Growth Series* 36:41–60.

PERILLO L, JAMILIAN A, SHAFIEYOON A, KARIMI H, COZZANI M (2015) Finite Element Analysis of Miniscrew Placement in Mandibular Alveolar Bone with Varied Angulations, *European Journal of Orthodontics* 37(1):56–59.

POGGIO PM, INCORVATI C, VELO S, CARANO A (2006) 'Safe Zones': A Guide for Miniscrew Positioning in the Maxillary and Mandibular Arch, *The Angle Orthodontist* 76(2):191–97.

POULTON DR (1967) The Influence of Extraoral Traction, *American Journal of Orthodontics* 53(1):8–18.

PROFFIT WR (2013) Contemporary Orthodontics 5th Edition, St. Louis, MO: Elsevier, Mosby.

PROFFIT WR (1978) Equilibrium Theory Revisited: Factors Influencing Position of the Teeth, *The Angle Orthodontist* 48(3):175–86.

PROFFIT WR, BAILEY LTJ, CEIB PHILLIPS C, Turvey TA (2000) Long-Term Stability of Surgical Open-Bite Correction by Le Fort I Osteotomy, *The Angle Orthodontist* 70(2):112–17.

PROFFIT WR, Fields HW, Sarver, DM, Ackerman JL (2000) Contemporary Orthodontics. St. Louis.

PROFFIT WR, Gamble JW, Christiansen RL (1968) Generalized Muscular Weakness with Severe Anterior Open-Bite: A Case Report, *American Journal of Orthodontics* 54(2):104–10.

PROFFIT WR, Brandt S (1977) Dr. William R. Proffit on the Proper Role of Myofunctional Therapy, *Journal of Clinical Orthodontics: JCO* 11(2):101–5.

PROSTERMAN B, PROSTERMAN L, FISHER R, GORNITSKY M (1995) The Use of Implants for Orthodontic Correction of an Open Bite, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 107(3):245–50.

PROVATIDIS CG (2000) A Comparative FEM-Study of Tooth Mobility Using Isotropic and Anisotropic Models of the Periodontal Ligament, *Medical Engineering & Physics* 22(5):359–70.

REDDY JN (1993) An Introduction to the Finite Element Method, *New York* 27.

REICHERT I, FIGEL P, WINCHESTER L (2014) Orthodontic Treatment of Anterior Open Bite: A Review Article—Is Surgery Always Necessary?, *Oral and Maxillofacial Surgery* 18(3):271–77.

REIMANN S, KEILIG L, JÄGER A, BOURAUEL C (2007) Biomechanical Finite-Element Investigation of the Position of the Centre of Resistance of the Upper Incisors, *The European Journal of Orthodontics* 29(3):219–24.

REISER GM, RABINOVITZ ZR, BRUNO J, DAMOULIS PD, GRIFFIN TJ (2001) Evaluation of Maxillary Sinus Membrane Response Following Elevation with the Crestal Osteotome Technique in Human Cadavers, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 16(6).

REYNDERS RM (2013) Low Quality Evidence on the Stability of Orthodontic Mini-Implants, *Evidence-Based Dentistry* 14(3):78–80.

RICHMOND BG, WRIGHT BW, GROSSE I, DECHOW PC, ROSS CF, SPENCER, MA, STRAIT DS (2005) Finite Element Analysis in Functional Morphology, *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology: An Official Publication of the American Association of Anatomists* 283(2):259–74.

RICKETTS RM (1979) Bioprogressive Therapy, *USA Rocky Ountion*.

ROBERTS WE, VIECILLI RF, CHANG C, KATONA TR, PAYDAR NH (2015) Biology of Biomechanics: Finite Element Analysis of a Statically Determinate System to Rotate the Occlusal Plane for Correction of a Skeletal Class III Open-Bite Malocclusion." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 148(6):943–55.

RONCONE CE (2011) Complications Encountered in Temporary Orthodontic Anchorage Device Therapy, Pp. 168–79 in *Seminars in Orthodontics*. Vol. 17. Elsevier.

RUBENDUZ M, ALTUG Z (1997) Gelisim Döneminde Açık Kapanışın Monoblok, Oksipital Headgear Ve Vertikal Chin-Cup İle Kombine Tedavisinin İskelet Yapı Üzerine Etkisi, *Turkish Journal of Orthodontics* 10:38–45.

RUDOLPH DJ, WILLES MG, SAMESHİMA GT (2001) A Finite Element Model of Apical Force Distribution from Orthodontic Tooth Movement, *The Angle Orthodontist* 71(2):127–31.

SAFIRSTEIN GR, BURTON DJ (1983) Open-Bite: A Case Report (1965–1982), *American Journal of Orthodontics* 83(1):47–55.

SANAP S, SWAMI V, PATIL A, DESHMUKH S, BHOSALE V (2020) Evaluation of Efficacy of Various Implants in Maxillary Arch Distalization-A Finite Element Analysis, *Orthodontic Journal of Nepal* 10(1):44–54.

SANDEEP S, KATHEESA P (2020) An Overview of Extra Alveolar Bone Screws-IZC/BS Screws, *Biomedicine* 40(2):108–10.

SARI Z, UYSAL T, KARAMAN A, BASFTCI FA, USUMEZ S, DEMIR A (2003) Ortodontik Maloklüzyonlar ve Tedavi Seçeneklerinin Değerlendirilmesi: Epidemiyolojik Çalışma, *Türk Ortodonti Dergisi* 16(2):119–26.

SASSOUNİ V (1969) A Classification of Skeletal Facial Types, *American Journal of Orthodontics* 55(2):109–23.

SASSOUNİ V, NANDA S (1964) Analysis of Dentofacial Vertical Proportions, *American Journal of Orthodontics* 50(11):801–23.

SCHÄTZLE M, MÄNNCHEN R, ZWAHLEN M, NIKLAUS P, LANG NP (2009) Survival and Failure Rates of Orthodontic Temporary Anchorage Devices: A Systematic Review, *Clinical Oral Implants Research* 20(12):1351–59.

SCHUDY FF (1964) Vertical Growth versus Anteroposterior Growth as Related to Function and Treatment, *The Angle Orthodontist* 34(2):75–93.

SERES L, KOCSIS A (2009) Closure of Severe Skeletal Anterior Open Bite with Zygomatic Anchorage, *Journal of Craniofacial Surgery* 20(2):478–82.

SHAPIRO PA, KOKICH VG (1988) Uses of Implants in Orthodontics, *Dental Clinics of North America* 32(3):539–50.

SHAPIRO PA (2002) Stability of Open Bite Treatment, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 121(6):566–68.

SHAW AM, SAMESHIMA GT, VU HV (2004) Mechanical Stress Generated by Orthodontic Forces on Apical Root Cementum: A Finite Element Model, *Orthodontics & Craniofacial Research* 7(2):98–107.

SHELLHART WC, MOAWAD M, LAKE P (1996) Case Report: Implants as Anchorage for Molar Uprighting and Intrusion, *The Angle Orthodontist* 66(3):169–72.

SHERWOOD KH, BURCH JG, THOMPSON WJ (2002) Closing Anterior Open Bites by Intruding Molars with Titanium Miniplate Anchorage, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 122(6):593–600.

SMITH RJ, BAILIT HL (1977) Problems and Methods in Research on the Genetics of Dental Occlusion, *The Angle Orthodontist* 47(1):65–77.

SONUGELEN M, ARTUNC C (2002) Ağız Protezleri Ve Biomekanik, Ege Üniversitesi.

Speidel, T. Michael, Robert J. Isaacson, and Frank W. Worms. 1972. "Tongue-Thrust Therapy and Anterior Dental Open-Bite: A Review of New Facial Growth Data." *American Journal of Orthodontics* 62(3):287–95.

STAGGERS JA (1994) Vertical Changes Following First Premolar Extractions, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 105(1):19–24.

STUANI MBS, STUANI AS, STUANI AS (2005) Modified Thurow Appliance: A Clinical Alternative for Correcting Skeletal Open Bite, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 128(1):118–25.

SUBTELNY JD (1965) Examination of Current Philosophies Associated with Swallowing Behavior, *American Journal of Orthodontics* 51(3):161–82.

SUBTELNY JD, SAKUDA M (1964) Open-Bite: Diagnosis and Treatment, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 50(5):337–58.

SUBTELNY JD, SUBTELNY JD (1973) Oral Habits--Studies in Form, Function, and Therapy, *The Angle Orthodontist* 43(4):347–83.

SUGAWARA J, BAIK UB, UMEMORI M, TAKAHASHI I, NAGASAKA H, KAWAMURA H, MITANI H (2002) 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* 17(4):243–53.

SUGAWARA J, NİSHİMURA M (2005) Minibone Plates: The Skeletal Anchorage System, Pp. 47–56 in *Seminars in Orthodontics*. Vol. 11. Elsevier.

SUZUKI A, MASUDA T, TAKAHASHI I, DEGUCHI T, SUZUKI O, TAKANO-YAMAMOTO T (2011) "Changes in Stress Distribution of Orthodontic Miniscrews and Surrounding Bone Evaluated by 3-Dimensional Finite Element Analysis." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 140(6):e273–80.

Szwedowski TD, Whyne CM, Fialkov JA (2010) Toward Characterization of Craniofacial Biomechanics, *Journal of Craniofacial Surgery* 21(1):202–7.

TAKANO-YAMAMOTO T, KURODA S (2007) Titanium Screw Anchorage for Correction of Canted Occlusal Plane in Patients with Facial Asymmetry, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 132(2):237–42.

TAKEYAMA H, HONZAWA O, HOZAKI T, KIYOMURA H (1990) A Case of Open Bite with

Turner's Syndrome, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 97(6):505–9.

TANAKA E, SASAKI A, TAHMINA K, YAMAGUCHI K, MORI Y, TANNE K (2001) Mechanical Properties of Human Articular Disk and Its Influence on TMJ Loading Studied with the Finite Element Method, *Journal of Oral Rehabilitation* 28(3):273–79.

TANER-SARISOY L, DARENDELILER N (1999) The Influence of Extraction Orthodontic Treatment on Craniofacial Structures: Evaluation According to Two Different Factors, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 115(5):508–14.

TANNE K, MIYASAKA J, YAMAGATA Y, SACHDEVA R, TSUTSUMI S, SAKUDA M (1988) Three-Dimensional Model of the Human Craniofacial Skeleton: Method and Preliminary Results Using Finite Element Analysis." *Journal of Biomedical Engineering* 10(3):246–52.

TANNE K, HİRAGA J, SAKUDA M (1989) Effects of Directions of Maxillary Protraction Forces on Biomechanical Changes in Craniofacial Complex, *The European Journal of Orthodontics* 11(4):382–91.

TEUSCHER U (1978) A Growth-Related Concept for Skeletal Class II Treatment, *American Journal of Orthodontics* 74(3):258–75.

THÉBAULT B, BÉDHET N, BÉHAGHEL M, ELAMRANI K (2011) The Benefits of Using Anchorage Miniplates. Are They Compatible with Everyday Orthodontic Practice?, *International Orthodontics* 9(4):353–87.

THUROW RC (1975) Craniomaxillary Orthopedic Correction with En Masse Dental Control, *American Journal of Orthodontics* 68(6):601–24.

Topkara A (2007) SÜ Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda 1990-2005 Döneminde Tedavi Gören Hastaların Ortodontik Özelliklerinin ve Tedavi Yaklaşımlarının Değerlendirilmesi.

Tosun Y (1999) Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri, Ege Üniversitesi Basımevi.

TSAOUSIDIS G, BAUSS O (2008) Influence of Insertion Site on the Failure Rates of Orthodontic Miniscrews, *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte Der Kieferorthopädie* 69(5):349–56.

TSOLAKIS AI, KALAVRITINOS M, BITSANIS E, SANOUDOS M, BENETOU V, ALEXIOU K, AND TSIKLAKIS K (2018) Reliability of Different Radiographic Methods for the Localization of Displaced Maxillary Canines, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 153(2):308–14.

TUNCER C, ATAC MS, TUNCER BB, KAAN E (2008) Osteotomy Assisted Maxillary Posterior Impaction with Miniplate Anchorage, *The Angle Orthodontist* 78(4):737–44.,

ULGEN M (2000) Anomaliler, Sefalometri, Etioloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı, Yeditepe Üniversitesi Yayınları, İstanbul 2–3.

ULGEN M (1993) Ortodontik Tedavi Prensipleri.

ULUSOY M, AK A (2003) Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler, Cilt I Ankara Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın 23:487–509.

UMEMORI M, SUGAWARA J, MITANI H, NAGASAKA H, KAWAMURA H (1999) Skeletal Anchorage System for Open-Bite Correction, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 115(2):166–74.

URIBE FA, JANAKİRAMAN N, NANDA R (2015) Management of Open-Bite Malocclusion, Pp. 147–79 in *Esthetics and biomechanics in orthodontics*. Elsevier.

URIBE FA, Mehr R, Mathur A, Janakiraman N, Allareddy V (2015) Failure Rates of Mini-Implants Placed in the Infrazygomatic Region, *Progress in Orthodontics* 16:31.

UYSAL C, TUNCER BB, TUNCER C (2019) Maxillary Posterior Intrusion with Corticotomy-Assisted Approaches with Zygomatic Anchorage—a Finite Element Stress Analysis, *Progress in Orthodontics* 20(1):8.

VADENA JL (1998) Nonsurgical Treatment of the Patient with Vertical Discrepancy, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 113(5):567–82.

VANARSDALL RL (1994) Orthodontics: Current Principles and Techniques. CV Mosby.

VELI I (2017) Üst Kanin Distalizasyonunda Oluşan Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi Ile Incelenmesi

VEZIROGLU F, UCKAN S, OZDEN, UA ARMAN A (2008) Stability of Zygomatic Plate-Screw Orthodontic Anchorage System: A Finite Element Analysis, *The Angle Orthodontist* 78(5):902–7.

VILLA NL, CISNEROS GJ (1997) Changes in the Dentition Secondary to Palatal Crib Therapy in Digit-Suckers: A Preliminary Study, *Pediatric Dentistry* 19(5):323–26.

WAKABAYASHI N, ONA M, SUZUKİIT, IGARASHI Y (2008) Nonlinear Finite Element Analyses: Advances and Challenges in Dental Applications, *Journal of Dentistry* 36(7):463–71.

WANG YC, LIOU EJW (2008) Comparison of the Loading Behavior of Self-Drilling and Predrilled Miniscrews throughout Orthodontic Loading, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 133(1):38–43.

WATSON WG (1972) A Computerized Appraisal of the High-Pull Face-Bow, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 62(6):561–79.

WEINBACH JR, SMITH RJ (1992) Cephalometric Changes during Treatment with the Open Bite Bionator." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 101(4):367–74.

WILMES B, NIEGEL T, DRESCHER D (2018) Upper-Molar Intrusion Using Anterior Palatal Anchorage and the'Mini-Mousetrap'appliance, *Australasian Orthodontic Journal* 34(2):263.

WILMES B, NIENKEMPER M, LUDWIG B, NANDA R, DRESCHER D (2013) Upper-Molar Intrusion Using Anterior Palatal Anchorage and the Mousetrap Appliance, *J Clin Orthod* 47(5):314–20.

WILSON MD (1996) Vertical Control of Maxillary Molar Position with a Palatal Appliance.

WOLFORD LM (2001) I diopathic Condylar Resorption of the Temporomandibular Joint in Teenage Girls (Cheerleaders Syndrome), Pp. 246–52 in *Baylor University Medical Center Proceedings*. Vol. 14. Taylor & Francis.

WOLFORD LM, Cottrell DA (1996) Diagnosis of Macroglossia and Indications for Reduction Glossectomy, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 110(2):170–77.

WORMS FW, MESKIN LH, ISAACSON RJ (1971) Open-Bite, *American Journal of Orthodontics* 59(6):589–95.

XUN C, ZENG X, WANG X (2007) Microscrew Anchorage in Skeletal Anterior Open-Bite Treatment,

*The Angle Orthodontist* 77(1):47–56.

YALCIN B, VAROL B (2008) Ti-6Al-4V ve Ti-5Al–2.5 Fe Alaşımlarının Toz Metalürji Yöntemiyle İmalatı ve Bazı Mekanik Özelliklerinin Araştırılması, *Politeknik Dergisi* 11(3):235–41.

YAMAGUCHI K, NANDA RS (1991) The Effects of Extraction and Nonextraction Treatment on the Mandibular Position, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 100(5):443–52.

YAMAGUCHI M, INAMI T, ITO K, KASAI K, TANIMOTO Y (2012) Mini-Implants in the Anchorage Armamentarium: New Paradigms in the Orthodontics, *International Journal of Biomaterials* 2012.

YAO CCJ, LEE JJ, CHEN HY, CHANG ZCJ, CHANG HF, CHEN YJ (2005) Maxillary Molar Intrusion with Fixed Appliances and Mini-Implant Anchorage Studied in Three Dimensions, *The Angle Orthodontist* 75(5):754–60.

YOSHIDA N, BRINKMANN PG, KOGA Y, MIMAKI N, KOBAYASHI K (2001) Experimental Evaluation of Initial Tooth Displacement, Center of Resistance, and Center of Rotation under the Influence of an Orthodontic Force, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 120(2):190–97.

YOSHIKAWA DK, BURSTONE CJ, GOLDBERG AJ, MORTON J (1981) Flexure Modulus of Orthodontic Stainless Steel Wires, *Journal of Dental Research* 60(2):139–45.

# 6. ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Ordu' da dünyaya geldi. İlk ve orta öğrenimini Güzelordu İlköğretim Okulu' nda, lise öğrenimini Ordu IMKB Anadolu Öğretmen Lisesi' nde tamamladı. 2010 yılında girdiği Samsun Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi' nden 2015 yılında birincilik ile mezun oldu. 2017 yılında Elazığ Fırat Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalı' nda uzmanlık eğitimine başladı. 2018 yılında Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı' na yatay geçiş yaptı. Yabancı dili İngilizcedir.

# EK – 1: ETİK KURUL ONAYI

**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**

**GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI**

**Toplantı Tarihi:** 30/09/2020
**Toplantı Sayısı:** 2020/11
**Karar No:** 2020.08.13

Kırıkkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurulu 30/09/2020 tarihinde Çarşamba günü saat 09.30'da Prof. Dr. Berkant ÖZPOLAT'ın başkanlığında toplanmıştır.

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Dr. Öğr. Üyesi Türkan SEZEN ERHAMZA'nın danışmanlığında yürütülecek olan Arş. Gör. Kübra ARSLAN ÇARPAR'ın uzmanlık tezi **"Ön Açık Kapanış Tedavisi Amacıyla Kullanılan Zigoma Plakları ve İnfrazigomatik Krest Mini Vidalarının Sonlu Elemanlar Analiz Metodu ile Karşılaştırılması"** isimli başvurusu Kırıkkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Yönergesinde belirtilmiş olan Etik İlkeleri gereğince değerlendirilmiştir.

**KARAR:** Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Dr. Öğr. Üyesi Türkan SEZEN ERHAMZA'nın danışmanlığında yürütülecek olan Arş. Gör. Kübra ARSLAN ÇARPAR'ın uzmanlık tezi **"Ön Açık Kapanış Tedavisi Amacıyla Kullanılan Zigoma Plakları ve İnfrazigomatik Krest Mini Vidalarının Sonlu Elemanlar Analiz Metodu ile Karşılaştırılması"** isimli başvurusu Kırıkkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Yönergesinde belirtilmiş olan Etik İlkelere uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Berkant ÖZPOLAT
Başkan

Prof. Dr. Ali Ahmet DOĞAN
Başkan Vekili
Üye

**(Katılmadı)**
Prof. Dr. Teoman Zafer APAN
Üye

**(Katılmadı)**
Prof. Dr. Murat DEMİRBAŞ
Üye

Doç. Dr. Oktay AYDIN
Üye

**(Katılmadı)**
Doç. Dr. Mehmet Zahit ADIŞEN
Üye

Doç. Dr. Meral SERTEL
Üye

Dr. Öğr. Üyesi Funda ERDUGAN
Üye

Dr. Öğr. Üyesi Birhan OKTAŞ
Üye