T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKSİLLER GENİŞLETME İÇİN KULLANILAN MİNİVİDA DESTEKLİ APAREYLERİN FARKLI SÜTURAL MATURASYON DÖNEMLERİNDE ÇEVRE YAPILARDA MEYDANA GETİRDİĞİ DEĞİŞİKLİKLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ METODUYLA İNCELENMESİ

FURKAN YAVUZ GENCEL

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. ERSİN YILDIRIM

ORTODONTİ ANA BİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI

DOKTORA TEZİ
OCAK/2026

İTHAF

Varlığıyla her daim yanımda olan kıymetli aileme ve müstakbel eşim İlayda'ya...

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince, bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, çalışmanın planlanmasından sonuçlanmasına kadar her aşamada değerli vaktini ve desteğini esirgemeyen; akademik vizyonunun yanı sıra bana hekimlik sanatını ve etik değerlerini de öğreten kıymetli danışman hocam Doç. Dr. Ersin YILDIRIM'a,

Eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini cömertçe paylaşan, mesleki vizyonumun gelişmesine katkı sağlayan ve her zaman desteklerini hissettiğim Ortodonti Ana Bilim Dalı'nın kıymetli öğretim üyeleri; Prof. Dr. Şeniz KARAÇAY, Doç. Dr. Ezgi SUNAL AKTÜRK, Dr. Öğr. Üyesi Derya DURSUN ve Dr. Öğr. Üyesi Rumeysa BİLİCİ GEÇER'e,

Hayatım boyunca sevgilerini, sabırlarını ve maddi manevi desteklerini benden bir an olsun esirgemeyen; aldığım her kararda koşulsuz şartsız arkamda durarak bugünlere gelmemdeki en büyük pay sahipleri olan kıymetli annem Sevinç GENCEL ve babam İlker Bahadır GENCEL'e, varlığıyla hayatıma neşe katan canım kardeşim Şebnem GENCEL'e, bu zorlu süreçte sevgi ve sabrıyla yükümü hafifleten, hayatımı güzelleştiren müstakbel eşim İlayda GÜLER'e.

Bu projeye verdiği maddi destekten dolayı Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne ve doktora eğitimim süresince sağladığı yurtiçi doktora burs (2211-A) imkânı için TÜBİTAK Bilim İnsanını Destekleme Daire Başkanlığı'na,

Tüm içtenliğimle sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

*Bu araştırma Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2025/009 numaralı Bilimsel Araştırma Projesi ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

İTHAF iv
TEŞEKKÜR v
İÇİNDEKİLER vi
TABLOLAR LİSTESİ ix
ŞEKİLLER LİSTESİ x
SİMGELER VE KISALTMALAR xv
ÖZET xvi
ABSTRACT xvii
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. ÜST ÇENE DARLIĞI TEDAVİSİNİN TARİHÇESİ 3
2.2. POSTERİOR ÇAPRAZ KAPANIŞ 4
2.2.1. Dişsel Posterior Çapraz Kapanış 5
2.2.2. Fonksiyonel Posterior Çapraz Kapanış 5
2.2.3. İskeletsel Posterior Çapraz Kapanış 5
2.3. MAKSİLLER TRANSVERSAL YETMEZLİK 5
2.3.1. Etyoloji 5
2.3.2. Tanı 6
2.3.3. Tedavi 8
2.3.3.1. Yavaş üst çene genişletmesi 11
2.3.3.2. Yarı hızlı üst çene genişletmesi 11
2.4. RAPİD MAKSİLLER EKSPANSİYON 12
2.4.1. Rapid Maksiller Ekspansiyon Endikasyonları 12
2.4.2. Rapid Maksiller Ekspasiyon Kontrendikasyonları 14
2.4.3. Rapid Maksiller Ekspansiyon için Kullanılan Apareyler 14
2.4.3.1. Diş destekli apareyler 15
2.4.3.2. Diş ve yumuşak doku destekli apareyler 16
2.4.3.3. Kemik destekli apareyler 17
2.4.3.4. Diş ve kemik destekli apareyler 18
2.4.4. Vida Çevirme Protokolü 19
2.4.5. Rapid Maksiller Eksansiyon'da Zamanlama 21
2.4.6. Rapid Maksiller Ekspansiyon'un Etkileri 22
2.4.6.1. İskeletsel etkiler 22
2.4.6.2. Dişsel etkiler 24

2.4.6.3. Yumuşak doku etkileri 25
2.4.7. Rapid Maksiller Ekspansiyon Sonrası Retansiyon ve Relaps 26
2.5. RAPİD MAKSİLLER EKSPANSİYON'DA İSKELETSEL ANKRAJIN KULLANIMI 27
2.6. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ 29
2.6.1. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar 30
2.6.1.1. Kuvvet 30
2.6.1.2. Homojen cisim 31
2.6.1.3. Eleman 31
2.6.1.4. Rijit eleman 31
2.6.1.5. Düğüm noktası (*node*) 31
2.6.1.6. Ağ yapısı (*mesh*) oluşturma 31
2.6.1.7. Sınır şartları (*boundary conditions*) 32
2.6.1.8. Gerilme (*stress*) 32
2.6.1.9. Asal gerilmeler (*principal stress*) 33
2.6.1.10. Von Mises gerilmesi 33
2.6.1.11. Gerinim (şekil değiştirme, *strain*) 33
2.6.1.12. Elastiklik-viskoelastiklik 34
2.6.1.13. Elastiklik modülü (elastisite modülü, Young Modülü) 34
2.6.1.14. Poisson oranı 34
2.6.1.15. İzotropi ve anizotropi 34
2.6.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları 34
2.6.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları 35
3. GEREÇ VE YÖNTEM 37
3.1. GEOMETRİK MODELLERİN OLUŞTURULMASI 37
3.1.1. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Dişler ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi 38
3.1.2. Hyrax Aygıtı ile Minividanın Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması 42
3.1.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi 45
3.1.4. Malzeme Tanımları 46
3.1.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları 47
4. BULGULAR 53
4.1. SENARYOYA AİT BULGULAR 54
4.1.1. 0,25 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Von Mises Gerilme Bulguları 54
4.1.2. 5 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Yer Değiştirme Bulguları 59
4.2. SENARYOYA AİT BULGULAR 64
4.2.1. 0,25 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Von Mises Gerilme Bulguları 64

4.2.2. 5 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Yer Değiştirme Bulguları 69
4.3. SENARYOYA AİT BULGULAR 74
4.3.1. 0,25 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Von Mises Gerilme Bulguları 74
4.3.2. 5 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Yer Değiştirme Bulguları 79
4.4. SENARYOYA AİT BULGULAR 84
4.4.1. 0,25 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Von Mises Gerilme Bulguları 84
4.4.2. 5 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Yer Değiştirme Bulguları 90
4.5. SENARYOYA AİT BULGULAR 95
4.5.1. 0,25 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Von Mises Gerilme Bulguları 95
4.5.2. 5 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Yer Değiştirme Bulguları 101
4.6. SENARYOYA AİT BULGULAR 106
4.6.1. 0,25 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Von Mises Gerilme Bulguları 106
4.6.2. 5 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Yer Değiştirme Bulguları 112
4.7. SENARYOLARA İLİŞKİN BULGULARIN GENEL DEĞERLENDİRİLMESİ VE KARŞILAŞTIRILMASI 117
4.7.1. Von Mises Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması 117
4.7.2. Yer Değiştirme Bulgularının Karşılaştırılması 119
5. TARTIŞMA 126
5.1. AMACIN TARTIŞILMASI 126
5.2. GEREÇ VE YÖNTEMİN TARTIŞILMASI 127
5.3. BULGULARIN TARTIŞILMASI 128
5.3.1. Genişletme Paterni ve Anterior Bölge Yer Değiştirmelerinin Tartışılması 128
5.3.2. Posterior Dişlerin Üç Boyutlu Hareket ve Yer Değiştirme Paterninin Tartışılması 130
5.3.3. Kraniyofasiyal Yapılar ve Aparey Üzerindeki Gerilme (Stres) Dağılımının Tartışılması 134
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 137
KAYNAKLAR 139
EK 148

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3.1: Diş, çevre dokular ve kullanılan malzemelerin elastiklik modülüsü ve Poisson Oranları 47

Tablo 4.1: Tüm senaryolarda 0,25 mm deplasman sonrası yapılarda oluşan maksimum Von Mises gerilme değerleri (MPa) 119

Tablo 4.2: Tüm senaryolarda 5 mm deplasman sonrası dişlerde X ekseninde (transversal) meydana gelen yer değiştirme değerleri (mm) 120

Tablo 4.3: Tüm senaryolarda 5 mm deplasman sonrası dişlerde Y ekseninde (sagittal) meydana gelen yer değiştirme değerleri (mm) 122

Tablo 4.4: Farklı senaryolarda 5 mm deplasman sonrası dişlerde Z ekseninde (vertikal) meydana gelen yer değiştirme değerleri (mm) 123

Tablo 4.5: Tüm senaryolarda 5 mm deplasman sonrası dişlerde bileşke yer değiştirme değerleri (mm) 125

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1: Kemik dokusunun ayrıştırılması 38

Şekil 3.2: Maksilla kortikal kemik modeli 39

Şekil 3.3: Maksilla trabeküler kemik modeli 40

Şekil 3.4: Tüm kraniyum modeli 40

Şekil 3.5: Kraniyofasiyal süturların modeli 41

Şekil 3.6: Maksiller dişlerin modeli 41

Şekil 3.7: Maksiller dişlerin Periodontal Ligamentlerinin modeli 42

Şekil 3.8: Hyrax aygıtı modeli (2 mini vidalı) 43

Şekil 3.9: Hyrax aygıtı modeli (4 mini vidalı) 43

Şekil 3.10: Mini vida modeli 44

Şekil 3.11: Model 1 (2 mini vidalı hyrax aygıtı yerleştirilmiş) 44

Şekil 3.12: Model 2 (4 mini vidalı hyrax aygıtı yerleştirilmiş) 45

Şekil 3.13: Kraniyofasiyal süturlara ait görüntü (Hyrax aygıtı yerleştirilmiş) 45

Şekil 3.14: Matematiksel modelleme 46

Şekil 3.15: 1. Senaryo modeli 48

Şekil 3.16: 2. Senaryo modeli 48

Şekil 3.17: 3. Senaryo modeli 49

Şekil 3.18: 4. Senaryo modeli 50

Şekil 3.19: 5. Senaryo modeli 50

Şekil 3.20: 6. Senaryo modeli 51

Şekil 4.1: Senaryo 1'de dişlere ait Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 55

Şekil 4.2: Senaryo 1'de Periodontal Ligamentlerdeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 55

Şekil 4.3: Senaryo 1'de maksiller bölgedeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 56

Şekil 4.4: Senaryo 1'de Hyrax apareyinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 57

Şekil 4.5: Senaryo 1'de minividalarda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 58

Şekil 4.6: Senaryo 1'de midpalatal sütur bölgesinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 59

Şekil 4.7: Senaryo 1'de X eksenine ait yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 60

Şekil 4.8: Senaryo 1'de Y eksenine ait yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 61

Şekil 4.9: Senaryo 1'de Z eksenine ait yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 62

Şekil 4.10: Senaryo 1'de bileşke yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 63

Şekil 4.11: Senaryo 2'de dişlerde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 64

Şekil 4.12: Senaryo 2'de Periodontal Ligamentlerdeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 65

Şekil 4.13: Senaryo 2'de kemik dokusunda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 66

Şekil 4.14: Senaryo 2'de Hyrax apareyinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 67

Şekil 4.15: Senaryo 2'de minividalarda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 68

Şekil 4.16: Senaryo 2'de midpalatal süturda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 69

Şekil 4.17: Senaryo 2'de X eksenine ait yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 70

Şekil 4.18: Senaryo 2'de Y eksenine ait yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 71

Şekil 4.19: Senaryo 2'de Z eksenine ait yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 72

Şekil 4.20: Senaryo 2'de dişlerde bileşke yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 74

Şekil 4.21: Senaryo 3'te dişlerde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 75

Şekil 4.22: Senaryo 3'te Periodontal Ligamentlerdeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 76

Şekil 4.23: Senaryo 3'te kemik dokusunda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 77

Şekil 4.24: Senaryo 3'te Hyrax apareyinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 78

Şekil 4.25: Senaryo 3'te minividalarda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 78

Şekil 4.26: Senaryo 3'te midpalatal süturda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 79

Şekil 4.27: Senaryo 3'te dişlerde X ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 80

Şekil 4.28: Senaryo 3'te dişlerde Y ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 82

Şekil 4.29: Senaryo 3'te dişlerde Z ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 83

Şekil 4.30: Senaryo 3'te dişlerde bileşke yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 84

Şekil 4.31: Senaryo 4'te dişlerde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 85

Şekil 4.32: Senaryo 4'te Periodontal Ligamentlerdeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 86

Şekil 4.33: Senaryo 4'te kemik dokusunda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 87

Şekil 4.34: Senaryo 4'te Hyrax apareyinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 88

Şekil 4.35: Senaryo 4'te minividalarda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 89

Şekil 4.36: Senaryo 4'te midpalatal süturda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 90

Şekil 4.37: Senaryo 4'te dişlerde X ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 91

Şekil 4.38: Senaryo 4'te dişlerde Y ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 92

Şekil 4.39: Senaryo 4'te dişlerde Z ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 94

Şekil 4.40: Senaryo 4'te dişlerde bileşke yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 95

Şekil 4.41: Senaryo 5'te dişlerde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 96

Şekil 4.42: Senaryo 5'te Periodontal Ligamentlerdeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 97

Şekil 4.43: Senaryo 5'te kemik dokusunda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 98

Şekil 4.44: Senaryo 5'te Hyrax apareyinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 99

Şekil 4.45: Senaryo 5'te minividalarda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 100

Şekil 4.46: Senaryo 5'te midpalatal süturda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 101

Şekil 4.47: Senaryo 5'te dişlerde X ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 102

Şekil 4.48: Senaryo 5'te dişlerde Y ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 103

Şekil 4.49: Senaryo 5'te dişlerde Z ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 104

Şekil 4.50: Senaryo 5'te dişlerde bileşke yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 106

Şekil 4.51: Senaryo 6'da dişlerde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 107

Şekil 4.52: Senaryo 6'da Periodontal Ligamentlerdeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 108

Şekil 4.53: Senaryo 6'da kemik dokusunda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 109

Şekil 4.54: Senaryo 6'da Hyrax apareyinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 110

Şekil 4.55: Senaryo 6'da minividalarda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 111

Şekil 4.56: Senaryo 6'da midpalatal süturda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 112

Şekil 4.57: Senaryo 6'da dişlerde X ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 113

Şekil 4.58: Senaryo 6'da dişlerde Y ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 114

Şekil 4.59: Senaryo 6'da dişlerde Z ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 116

Şekil 4.60: Senaryo 6'da dişlerde bileşke yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi 117

SİMGELER VE KISALTMALAR

AMEX : Asimetrik Maksiller Ekspansiyon (Asymmetric Maxillary Expansion)

ANS : Anterior Nazal Spina

DICOM : Digital Imaging and Communications in Medicine

D-MED : Dutch Maksiller Genişletme Aygıtı (Dutch Maxillary Expansion Device)

KIBT : Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

MARPE : Minivida Destekli Hızlı Üst Çene Genişletmesi (Miniscrew Assisted Rapid Palatal Expansion)

PA : Posterior-Anterior

PDL : Periodontal Ligament

PNS : Posterior Nazal Spina

RME : Hızlı Üst Çene Genişletmesi (Rapid Maxillary Expansion)

SARME : Cerrahi Destekli Hızlı Üst Çene Genişletmesi (Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion)

SEA : Sonlu Elemanlar Analizi

SI : Uluslararası Birim Sistemi (Système International d'Unités)

MAKSİLLER GENİŞLETME İÇİN KULLANILAN MİNİVİDA DESTEKLİ APAREYLERİN FARKLI SÜTURAL MATURASYON DÖNEMLERİNDE ÇEVRE YAPILARDA MEYDANA GETİRDİĞİ DEĞİŞİKLİKLERIN SONLU ELEMANLAR ANALİZ METODUYLA İNCELENMESİ

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı; erişkinlerde cerrahisiz genişletme sınırlarını belirlemek üzere, farklı matürasyon dönemlerindeki modellerde 2 ve 4 minividalı Minivida Destekli Hızlı Üst Çene Genişletme (*Miniscrew Assisted Rapid Palatal Expansion*) (MARPE) aygıtlarının biyomekanik etkilerini Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) ile karşılaştırmaktır

Gereç ve Yöntem: İnsan kafatasına ait tomografi verileri referans alınarak oluşturulan modeller üzerinde; erken (açık sütur), orta (sirkummaksiller kapalı) ve ileri (tam kemikleşmiş) matürasyon dönemlerini simüle eden üç farklı iskeletsel direnç senaryosu kurgulanmıştır. Her senaryoda 2 ve 4 minivida destekli hibrit genişletme aygıtları modellenerek toplam 6 farklı simülasyon gerçekleştirilmiştir. Analizlerde; süturlar, ankraj dişleri, Periodontal Ligament (PDL), minividalar ve apareydeki Von Mises gerilmeleri ile transversal, sagittal ve vertikal yer değiştirme miktarları incelenmiştir.

Bulgular: Süturları açık modellerde her iki tasarımla da 'Ters V' şeklinde iskeletsel genişletme sağlanırken, matürasyon arttıkça iskeletsel etki yerini bukkal tipping ve intrüzyon gibi yan etkilere bırakmıştır. Tam kemikleşmiş modellerde 4 minividalı tasarım, ankraj dişlerindeki stresi azaltarak kökleri korusa da, aparey üzerindeki gerilimin mekanik sınırları zorladığı görülmüştür

Sonuç: MARPE tedavisinin başarısında temel belirleyicinin vida sayısı veya kuvvet büyüklüğünden ziyade sutural matürasyon olduğu sonucuna varılmıştır. 4 minivida kullanımı 2 vidalı sistemlere göre üstündür. Ancak ileri iskeletsel matürasyona sahip bireylerde sadece vida sayısını artırmak sutural açılmayı garanti etmemektedir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Maksiller Genişletme, MARPE, Minivida, Sonlu Elemanlar Analizi

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF CHANGES IN SURROUNDING STRUCTURES CAUSED BY MINISCREW-SUPPORTED APPLIANCES USED FOR MAXILLARY EXPANSION IN DIFFERENT SUTURAL MATURATION PERIODS

ABSTRACT

Aim: This study aims to comparatively evaluate the biomechanical effects of 2- and 4-Miniscrew-Assisted Rapid Palatal Expansion (MARPE) devices on craniofacial structures, teeth, and periodontal tissues using Finite Element Analysis (FEA) on models representing different sutural maturation stages, within the scope of determining non-surgical expansion limits in adults.

Materials and Methods: Three skeletal resistance scenarios simulating early (open suture), mid (closed circummaxillary), and late (fully ossified) maturation periods were established on solid models based on human skull CBCT data. Six simulations were performed by modeling 2- and 4-miniscrew hybrid devices in each scenario. Von Mises stress distributions on sutures, anchorage teeth, Periodontal Ligament (PDL), miniscrews, and appliance arms, along with displacements in three axes, were analyzed.

Results: While effective skeletal expansion with a posterior-dominant "Inverse V" pattern was achieved in both designs in open-suture models, skeletal effects minimized and transformed into dentoalveolar side effects (buccal tipping or intrusion) as maturation increased. In fully ossified models, the 4-miniscrew design generated significantly lower stress on anchorage teeth compared to the 2-screw system, preserving root health; however, appliance stress reached levels risking mechanical failure.

Conclusion: Sutural maturation, rather than screw count or force magnitude, was found to be the primary determinant of MARPE success. The 4-miniscrew design is superior to 2-screw systems for anchorage control and stress distribution. However, merely increasing the number of screws does not guarantee sutural opening in individuals with advanced skeletal maturation.

Key Words: Biomechanics, Finite Element Analysis, MARPE, Maxillary Expansion, Miniscrew

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Maksiller transversal darlık, ortodonti pratiğinin sık karşılaşılan ve tedavi edilmesi öncelikli problemlerinden biridir. Bu durum; dar ve derin palatal kubbe, artmış bukkal karanlık koridorlar, unilateral veya bilateral posterior çapraz kapanış, dişsel çapraşıklık ve protrüzyon gibi belirtilerle karakterizedir. Ayrıca sagittal düzlemde Sınıf II maloklüzyonlara da neden olabilir (1,2).

Posterior çapraz kapanışın; süt ve erken karışık dişlenme dönemlerinde %8-22 oranında görüldüğü bildirilmektedir (3,4).

Bu anormal oklüzyon, üst posterior dişlerin bukkal kasplarının alt dişlerin bukkal kasplarından daha lingualde kapanması ile tanımlanır ve en sık olarak ortopedik bir yöntem olan hızlı üst çene genişletmesi ile tedavi edilir (5,6).

Hızlı Üst Çene Genişletmesi (*Rapid Maxillary Expansion*) (RME), midpalatal süturun ayrılması yoluyla iskeletsel düzeyde transversal genişlik kazanımı sağlayan etkili bir tedavi yöntemidir. Bu teknik özellikle büyüme-gelişim dönemindeki bireylerde etkili sonuçlar verirken, sütural matürasyonun ileri evrelerine geçilmiş geç adölesan ve erişkin hastalarda başarı oranı düşmektedir (7–9). Bu başarısızlığın temel nedeni, erişkin bireylerde sadece midpalatal süturun değil, maksillayı kafa kaidesine bağlayan sirkummaksiller sütur sisteminin (özellikle pterygopalatin ve zigomatikomaksiller süturlar) artan interdigitasyonu ve direncidir (10,11).

Bu yaş grubunda konvansiyonel RME ile elde edilen genişleme büyük oranda dentoalveolar olup, ankraj alınan dişlere aktarılan yüksek kuvvetler alveolar kemikte incelme, fenestrasyon, kuron devrilmesi ve gingival resesyon gibi istenmeyen etkiler oluşturabilir (5,12). Bu nedenle sütural gelişimin tamamlandığı bireylerde maksiller darlık çoğunlukla Cerrahi Destekli Hızlı Üst Çene Genişletmesi (*Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion*) (SARME) ile tedavi edilir. Ancak cerrahi prosedürün potansiyel komplikasyonları, postoperatif iyileşme süreci ve hasta konforu açısından tolere edilebilirliğinin düşük olması gibi nedenlerle bu yönteme alternatif arayışlar gündeme gelmiştir (10).

Bu bağlamda, Dr. Won Moon ve ark. tarafından geliştirilen MARPE, özellikle büyüme atılımını tamamlamış bireylerde cerrahiye gerek kalmadan süturun ayrılmasını

mümkün kılan yenilikçi bir yaklaşım olarak tanıtılmıştır (13). MARPE'nin başarısındaki en kritik biyomekanik faktör, minividaların hem palatal hem de nazal kortikal kemikten destek alarak (bikortikal angajman) kuvveti Periodontal Ligament'i (PDL) by-pass edip doğrudan bazal kemiğe iletebilmesidir (13,14). Bu yöntem, hem iskeletsel etkiler açısından daha etkili sonuçlar sunmakta hem de çevre dokular üzerindeki olumsuz etkileri azaltmaktadır (15,16). Kemik ankrajı sayesinde destek dişleri üzerinde bir "stres kalkanı" oluşturularak, oklüzal kuvvetlerin ve genişletme basıncının kök yüzeyinde yaratabileceği periodontal hasar riski minimize edilmektedir (17).

Son yıllarda yapılan klinik, deneysel ve SEA'ya dayalı çalışmalar MARPE'nin başarı oranı, çevre anatomik yapılar üzerindeki etkileri ve tedavi sonrası stabilitesi konularında önemli bulgular ortaya koymuştur (13,18,19). Bu tedavi yöntemi; elde edilen başarılı sonuçlar sayesinde, günümüzde cerrahiye alternatif modern tedavi protokolleri arasında yer almaktadır.

Klinik ve deneysel çalışmalarla yöntemin başarısı ortaya konulmuş olmakla birlikte; farklı sütural matürasyon aşamalarının maksiller genişletme sırasındaki stres dağılımı ve iskeletsel etkileri üzerindeki rolü, biyomekanik açıdan hala detaylı incelemeye ihtiyaç duymaktadır. Klinik çalışmaların etik ve teknik sınırlılıkları nedeniyle, bu karmaşık biyomekanik etkilerin doku düzeyinde incelenmesinde SEA yöntemi altın standart olarak kabul edilmektedir. Özellikle *in vivo* ortamda ölçülmesi imkânsız olan pterygopalatin sütur, kafa kaidesi ve PDL aralığındaki gerilme dağılımının saptanması, tedavinin güvenliği ve biyolojik sınırların belirlenmesi açısından önemlidir (20,21).

Bu çalışmanın amacı; farklı sütural matürasyon dönemlerindeki bireyleri temsil eden sayısal modeller üzerinde, MARPE apareyinin kraniyofasiyal yapılar, dişler ve periodontal dokular üzerindeki biyomekanik etkilerini ve deplasman uygulaması sonrası meydana gelen yer değiştirme miktarlarını SEA yöntemiyle karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. Böylece, iskeletsel olgunlaşma seviyesine göre en uygun kuvvet dağılımının belirlenmesi, ankraj ünitesindeki vida sayısının stres dağılımı üzerindeki etkinliğinin saptanması ve klinik başarının öngörülebilirliğinin artırılmasına katkı sağlanması hedeflenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. ÜST ÇENE DARLIĞI TEDAVİSİNİN TARİHÇESİ

Maksiller darlık yaklaşık 2500 yıl önce Hipokrat tarafından yazıldığı düşünülen "*Corpus Hippocraticum*" da tanımlanmıştır. Bu eserde maksiller darlığın dişlerle ilgili problemlere sebep olmasından bahsedilmektedir. Bu dönemlerde maksiller darlığın çözümü için bazı hareketli aygıtlar, yavaş genişlete prensibiyle uygulanmış, fakat bu durum 1860'lı yıllara kadar gerçek manada tedavi edilememiştir (22).

Angell (23), 1860 yılında yayımladığı bir çalışmada iskeletsel genişleme sağlamayı amaçlayan ve damak kubbesine yerleştirilen bir vida ile premolarlara uzanan destek kollarından oluşan yeni bir aparey tanımlamıştır. Angell, bu aygıtı 14 yaşındaki kadın hastada uygulamış ve yaklaşık 14 gün boyunca sabah-akşam olmak üzere günde iki kez aktive etmiştir. Tedavi sonucunda üst santral kesici dişler arasında belirgin bir açıklık meydana gelmiştir. Radyolojik görüntüleme tekniklerinin henüz mevcut olmadığı o dönemde sütural ayrılma kanıtlanamasa da elde edilen transversal genişlik ve dişler arasındaki açıklık, maksiller süturun açıldığına dair klinik bir kanıt olarak yorumlanmıştır (24).

Brown (25), 1903 yılındaki çalışmasında üst çene genişletmesinin nazal septum ve nazal hava yolları üzerinde etkili olduğunu ifade etmiştir; ancak dönemin teknik kısıtlılıkları nedeniyle bu iddiasını radyolojik olarak kanıtlayamamıştır.

Landsberger (26), 1909 yılında RME'nin değerlendirilmesine olanak tanıyan bir radyolojik yöntem tanımlamıştır. Bu teknik sayesinde, genişletme öncesi ve sonrası alınan radyografik görüntüler karşılaştırılarak midpalatal süturda meydana gelen ayrılma açıkça gösterilmiştir. Röntgenle kanıta dayalı bu bulgulara ulaşılana dek, RME'nin sütural etkileri üzerine süregelen tartışmalar literatürde varlığını sürdürmüştür. Aynı dönemde, Illinois Üniversitesi Ortodonti Bölümü'nde yürütülen çalışmalar ise, ortodontik kuvvetler ile kemikte oluşan değişimlerin X-ışını kullanılarak incelenmesine olanak sağlamış ve bu alandaki radyolojik değerlendirmelere önemli katkılar sunmuştur (24,27,28).

Haas (29), "akrilik parçalarla doku destekli sabit palatal genişletme aparatı" olarak adlandırdığı özel bir aygıt kullanarak üst çene genişletmesi gerçekleştirmiştir. Bu aparey,

sağ ve sol üst birinci molar ile birinci premolar dişlere bantlarla sabitlenmiş, aynı zamanda sağ ve sol damak kubbesine yerleştirilen akrilik destek parçalarıyla mukozadan da destek alacak şekilde tasarlanmıştır. Ortasında bir genişletme vidası bulunan bu sistem, hem dişsel hem de mukozal ankraj kullanarak daha fazla iskeletsel etki elde etmeyi amaçlamıştır. Ancak, damak mukozasında inflamasyona neden olduğu bildirilmiştir. Laboratuvar işlemlerinin daha az olması, yapım sürecine avantaj sağlarken; akrilik plağın altındaki yumuşak dokuda meydana gelen inflamasyon, bu tasarımın önemli bir dezavantajı olarak değerlendirilmiştir (30).

Biederman (31), 1968'de kalın çelik kollar aracılığıyla birinci molar ve birinci premolar dişlerine yerleştirilen bantlara lehimlenen, diş destekli "*Hyrax*" (*Hygienic Appliance for Rapid Expansion*) apareyini geliştirmiştir. Bu tasarım, Haas aygıtına kıyasla daha hijyenik olması ve yumuşak dokularda daha az irritasyona neden olmasıyla öne çıkmıştır.

Cohen ve Silverman (32), 1973 yılında bant kullanımı yerine dişlerin bukkal, lingual ve tercihen okluzal yüzeylerini de akrilik materyal ile kaplayan, ağza yerleştirilmesi daha pratik bir genişletme apareyi tasarlamış ve tanıtmışlardır.

Ricketts (33), 1979 yılında birinci molar dişlere yerleştirilen bantlardan destek alan ve 1 mm çapında çelik tel kullanılarak hazırlanan "*quad-helix*" adlı genişletme apareyini geliştirmiştir. Bu aygıt, istenilen yönde aktive edilebilmesi ve sürekli, hafif kuvvetler uygulayabilmesi sayesinde özellikle dudak-damak yarığı bulunan hastalarda başarılı sonuçlar sağlamıştır. Çalışmada, quad-helix apareyi ile daha yavaş bir genişletme elde edilmesine rağmen, bazal kemik üzerinde etkili olunabileceği ve aynı zamanda molar dişlerde mevcut rotasyonlarının da kontrol altına alınabileceği belirtilmiştir.

2.2. POSTERİOR ÇAPRAZ KAPANIŞ

Sağlıklı bir oklüzyonda, alt ve üst çene ön bölgede ideal overjet ve overbite ilişkisi sergilerken, posterior dişlerde üst çene dişlerinin palatinal tüberkülleri, alt çene dişlerinin santral fossalarıyla temas eder. Buna karşılık posterior çapraz kapanış, alt çene dişlerinin lingual tüberküllerinin, karşıt üst çene dişlerinin bukkal tüberkülleriyle temas etmesi durumu olarak tanımlanır (34). Üst çenenin transversal yönde alt çeneye göre daha dar olması durumunda, tek taraflı veya çift taraflı posterior çapraz kapanış gelişebilmektedir (9).

Güncel sınıflamaya göre posterior çapraz kapanış; dişsel, fonksiyonel ve iskeletsel olmak üzere üç farklı şekilde tanımlanmaktadır (5,34).

2.2.1. Dişsel Posterior Çapraz Kapanış

Maksiller kemik kaidesinin genişliği normal olmasına rağmen, üst çenedeki bir veya birden fazla posterior dişin palatinale eğimli konumlanması sonucunda dişsel posterior çapraz kapanış gelişebilir; bu durum genellikle lokal faktörlere bağlı olarak ortaya çıkmaktadır (35).

2.2.2. Fonksiyonel Posterior Çapraz Kapanış

Fonksiyonel posterior çapraz kapanış, literatürde "laterale zorlayıcı kapanış" olarak da tanımlanmakta olup, alt çenenin istirahat halinde fizyolojik pozisyonda bulunmasına rağmen, sentrik oklüzyona geçiş sırasında prematür temaslar nedeniyle laterale doğru kaymasıyla ortaya çıkar. Bu durum genellikle süt ve karma dentisyon dönemlerinde, özellikle kanin diş bölgesindeki erken temaslara bağlı olarak gelişmektedir. Erken tanı ve tedavi uygulanmadığı takdirde fonksiyonel çapraz kapanış, iskeletsel çapraz kapanış gelişimi, fasiyal asimetri ve temporomandibular eklem problemleri gibi daha ciddi komplikasyonlara zemin hazırlayabilir (36–41).

2.2.3. İskeletsel Posterior Çapraz Kapanış

İskeletsel posterior çapraz kapanış, çoğunlukla maksilla ve mandibula arasında transversal düzlemdeki uyumsuzluktan kaynaklanır ve bu uyumsuzluğun en yaygın nedeni, maksillanın tek ya da çift taraflı daralmasıdır. Bu olgularda maksillada apikal kemik kaidesi yetersiz gelişmiştir. Bununla birlikte, bazı durumlarda maksilla normal gelişim gösterirken, mandibulanın aşırı büyümesi sonucu da arka çapraz kapanış meydana gelebilir. Maksiller darlık; dudak-damak yarıkları, Binder sendromu ve akondroplazi gibi bazı sendromlarla ilişkili olarak da görülebilmektedir (4,5,41,42).

2.3. MAKSİLLER TRANSVERSAL YETMEZLİK

2.3.1. Etyoloji

Maksillanın transversal düzlemde dar olması, dar bir palatal kubbe ile birlikte, tek ya da çift taraflı posterior çapraz kapanışla karakterizedir. Bu darlığa bağlı olarak üst

çenede dişsel çapraşıklıklar da sıklıkla gözlemlenmektedir. Maksiller darlığın neden olduğu posterior çapraz kapanışın oluşumunda ise hem genetik hem de çevresel faktörlerin rol oynadığı bildirilmektedir (30,43).

Genetik faktörler, kraniyofasiyal bölgedeki yapıların büyüme yönü, miktarı ve kas fonksiyonları üzerinde etkili olarak maksiller darlığın gelişimine zemin hazırlayabilir. Bu durum, bazı sendromların ve kalıtsal hastalıkların ortaya çıkmasında da rol oynamaktadır. Maksiller darlığın yaygın olarak gözlendiği genetik kökenli durumlar arasında kleidokranyal dizostozis, Down Sendromu, akondroplazi, Binder Sendromu ve dudak-damak yarığı gibi olgular yer almaktadır (5,44,45).

Doğum sırasında yaşanan travmalar, erken süt dişi kaybı veya persiste süt dişleri, dişsel çapraşıklık, dudak-damak yarığına yönelik cerrahi işlemler gibi iatrojenik etkenlerin yanı sıra; üst solunum yolu problemleri kaynaklı ağız solunumu, teratojenik faktörler ve yetersiz beslenme gibi çevresel nedenler de maksiller darlığın oluşumunda rol oynayabilir (3,34,41).

Üst çene darlığı ile çeşitli anormal fonksiyonel alışkanlıklar arasında genellikle bir ilişki olduğu bildirilmiştir. Bu alışkanlıklar arasında en sık karşılaşılanlardan biri ise ağız solunumudur. Ağızdan solunum yapan kişilerde dil, mandibula tabanında, yani olması gereken yerden daha aşağıda pozisyonlanmıştır. Bu durum sonucunda buksinatör kas baskın hale gelerek üst çenenin transvers gelişimini baskılar ve üst çene darlığına neden olur (41,42,46).

2.3.2. Tanı

Ağız içi muayeneye başlamadan önce hastanın frontal yönden analizi yapılarak asimetriye dair ön bilgiler elde edilmeli, bu asimetrinin ağız içine yansıyıp yansımadığı değerlendirilmelidir. Özellikle çene ucunun kaymasının iskeletsel bir posterior çapraz kapanıştan mı yoksa fonksiyonel bir kaymadan mı kaynaklandığının ayırt edilmesi büyük önem taşır. Fonksiyonel çapraz kapanışta alt çene, istirahat pozisyonunda normal konumda olsa da sentrik oklüzyona geçerken erken temaslar nedeniyle çapraz kapanışın olduğu yöne doğru kaymaktadır (34,41,47,48).

Bu tür kaymaların tespiti için *Higly* Testi'nden faydalanılır. Hasta ağzını yavaşça açarken alt ve üst orta hatlar gözlemlenir; kapalıyken uyumsuz olan orta hatların, açılma sırasında çakışması, fonksiyonel kaymaya veya eklem bölgesindeki bozukluklara işaret

edebilir (3). Ayrıca, transversal ve sagital rehberliği olmayan oklüzal splintler de kullanılabilir. Bu apareyler erken temasları ve fonksiyonel kaymaları elimine ederek alt çenenin serbest kapanışına olanak tanır (34,47). Serbestçe, karşıt arktan etkilenmeden alt çenenin kapanmasıyla; alt ve üst orta hatlar çakışıyorsa problem fonksiyoneldir (49).

Ağız dışı muayenede bir diğer ipucu ise, cepheden gülümseme fotoğraflarında ağız köşelerinde fark edilen karanlık üçgenlerdir. Bu boşluklar, genellikle dişlerdeki tork bozuklukları ya da üst çenenin transversal boyut yetersizliği ile ilişkilidir (50,51).

Ağız içi muayenede dişlerin konumu ve çeneler arası kapanış ilişkisi detaylı şekilde değerlendirilmelidir. Maksiller ark formu ve simetrisi, palatal kubbenin şekli, gülümseme sırasında bukkal koridorların genişliği, solunum tipi, fasiyal asimetri ve oklüzal denge gibi faktörler klinik değerlendirme sırasında dikkate alınmalıdır (2,50–52).

Dar maksiller ark genellikle kum saati görünümünde olup, derin ve dar palatal kubbe, aşırı bukkal koridor genişliği, ciddi dişsel çapraşıklık ve dar burun kanatları ile birlikte görülebilir (5,53,54). Bu gibi durumlarda, problemin dişsel mi yoksa iskeletsel kökenli mi olduğunun belirlenmesi gereklidir. Alçı modellerde üst posterior dişlerin bukkal kuron torku ile alt posteriorların lingual tork gösterip göstermediği gözlemlenerek bu ayrım yapılabilir. Bazı vakalarda dişsel çapraşıklık dahi görülmeyebilir (34).

Teşhiste sagital düzlemdeki bozukluklar da göz önünde bulundurulmalıdır; çünkü çeneler arası sagital ilişki değiştiğinde, genellikle transversal boyut ilişkileri de etkilenmektedir. Bu durum göreceli ya da gerçek uyumsuzluk olarak tanımlanır (2). Alçı modeller bu ayrımın yapılmasında faydalı olabilir. Hem diş torkları hem de *Howes* Model Analizi yardımıyla apikal kemik kaidesinin yeterliliği değerlendirilebilir (41,47).

Eğer alçı modeller Sınıf I ilişkide kapatıldığında çapraz kapanış ortadan kalkıyorsa, bu durum göreceli bir uyumsuzluğu; ortadan kalkmıyorsa gerçek boyut uyumsuzluğunu işaret eder (2). Böylece, tedavi planlamasında hem sagital hem de transversal düzlemde uygulanacak yaklaşımlar baştan belirlenebilir. Maksiller darlığın posterior dişlerin bukkale devrilmesiyle kamufle edildiği vakalarda, oklüzyonun normal görünmesine rağmen üst çene dar olabilir (54).

Gerçek iskeletsel maksiller darlığın nesnel olarak değerlendirilmesinde radyografik yöntemler büyük önem taşır. Bu amaçla Posterior-Anterior (PA) sefalometrik filmler, transversal bozuklukların tespiti açısından en etkili görüntüleme yöntemlerinden

biridir (55,56). PA radyografiler; iskeletsel asimetrilerin, maksilla ve mandibula arasındaki transversal uyumsuzlukların ve çapraz kapanışın etyolojisinin belirlenmesinde tanısal olarak gereklidir (34,57–59).

Ricketts'in geliştirdiği "*Rocky Mountain*" analizinde, PA radyografiler üzerinde sefalometrik normlar tanımlanmıştır (55). Ayrıca RME'nin transversal etkilerinin değerlendirilmesinde maksiller oklüzal radyografilerden de faydalanılmaktadır. Midpalatal süturun ayrılması ve kemikleşme düzeyinin gözlemlenmesinde temel araçlardan biri olmakla birlikte, bu yöntem posterior bölgedeki sınırlı görüntüleme alanı ve kranial taban yapılarının üst üste çakışması nedeniyle bazı dezavantajlar da içermektedir (34,52,60,61).

2.3.3. Tedavi

Üst çenenin transversal boyut yetersizliklerinin tedavi planlaması, vakanın özelliklerine göre farklılık gösterebilir. Bu süreçte hastanın yaşı, tedaviye uyum düzeyi, uyumsuzluğun tipi ve şiddeti, fonksiyonel kayma gibi etyolojik faktörlerin ortadan kaldırılabilirliği, mevcut kamuflaj durumları, spontan düzelme ihtimali ve kullanılabilecek aparey çeşitleri gibi birçok faktör dikkate alınmalıdır (36,39,42,48,62–64). Başka bir deyişle, tedavi yaklaşımının koruyucu-önleyici ortodontik uygulamalarla sınırlı kalıp kalmayacağı ya da aktif düzeltici bir ortodontik tedavi gerektirip gerektirmeyeceği belirlenmelidir. Ayrıca göz önünde bulundurulması gereken önemli bir husus da transversal büyümenin sagittal ve dikey yöndeki büyümeden daha erken tamamlandığı gerçeğidir (44,48,50).

Süt dişlenme döneminin sonu ile erken karışık dişlenme döneminde posterior çapraz kapanış varlığında, öncelikli olarak etyolojisinin doğru şekilde belirlenmesi gerekmektedir. Bu aşamada ilk olarak alt çenede herhangi bir kayma olup olmadığı değerlendirilmelidir (34,41). Eğer kapanış bozukluğu fonksiyonel bir kaymaya bağlı değilse, hasta takip altına alınabilir. Bu süreçte daimi birinci molar ve premolar dişlerinin sürme sırası izlenmeli; eğer herhangi bir aşamada alt çenede kayma gelişirse müdahale edilmelidir. Ayrıca süt azı bölgesinde gözlenen çapraz kapanışın karışık dişlenme döneminde düzeltilmesi, daimi premolarların çapraz kapanışta sürmesinin önüne geçebilir (24,39,64).

Ancak fonksiyonel bir alt çene kayması mevcutsa, tedavi mümkün olan en kısa sürede başlatılmalıdır (34). Zira bu tip kaymalar, temporomandibular eklem bölgesinde yeniden şekillenmelere yol açarak problemi morfolojik bir boyuta taşıyabilir. Son yıllarda yapılan çalışmalar, erken karışık dişlenme döneminde fonksiyonel alt çene kaymasının tedavi edilmesi durumunda çene asimetrilerinde belirgin iyileşmeler sağlanabileceğini ortaya koymuştur (37,65).

Fonksiyonel kaymanın önlenmesinde, bazı dişlerde yapılacak minimal oklüzal düzenlemelerin etkili olabileceği belirtilmiştir. Bu yöntemler özellikle vakaların hafif olduğu durumlarda tercih edilmektedir (34,36,39,47,66).

Aşındırma yöntemlerinin yetersiz kaldığı, alt çenenin transversal yönde geniş olduğu ya da üst çenenin dar geliştiği ve fonksiyonel olmayan çapraz kapanışların söz konusu olduğu vakalarda, mekanik ortodontik tedaviye başvurulması önerilmektedir. Bu tür durumlarda üst çenenin genişletilmesiyle birlikte, diş kavsindeki düzensizliklerin giderilebilmesi için dişlerin yeniden konumlandırılması gerekebilir. Çapraz kapanış tedavisinde hangi apareyin tercih edileceği; mevcut iskeletsel uyumsuzluğun derecesine ve her iki arkta bulunan posterior dişlerdeki kompenzasyon miktarına bağlıdır (34,39,42,64).

Erken karışık dişlenme döneminde, tedavi planlaması altta yatan etyolojik faktöre göre şekillendirilmelidir. İskeletsel kaynaklı çapraz kapanışlarda en yaygın yaklaşım, midpalatal süturun açılması yoluyla maksiller kaidenin lateral yönde genişletilmesidir. Dişsel çapraz kapanışlarda ise tedavi; dişlerin lateral yönde devrilmesi ya da paralel olarak hareket ettirilmesine dayanır. Genel olarak, devrilme veya paralel hareket gibi dişsel düzeltmeler 4-5 mm'ye kadar olan transversal uyumsuzluklarda yeterli olurken, bu sınırı aşan durumlarda iskeletsel müdahaleler gerekebilir (34).

Transversal boyuttaki uyumsuzluğun kaynağı üst çene ise hem üst diş kavsinin hem de apikal kemik kaidesinin birlikte genişletilmesi gereklidir (2,42,64).

Gerçek tek taraflı çapraz kapanış vakalarında, yalnızca çapraz kapanışın bulunduğu tarafı genişletebilecek apareylerin tercih edilmesi gereklidir. Aksi takdirde, genişletmenin her iki tarafta eşit uygulanması durumunda, sağlıklı kapanış gösteren tarafta bukkal nonoklüzyon gelişme riski bulunmaktadır. Bu nedenle, konvansiyonel genişletme apareyine ek olarak sağlıklı oklüzyon tarafını hedefleyen çapraz elastikler

önerilmekte; bu elastiklerin alt çenede neden olabileceği bukkal devrilmeyi önlemek amacıyla alt arkta lingual ark kullanımıyla önlem alınması tavsiye edilmektedir (34).

Fonksiyonel olmayan tek taraflı posterior çapraz kapanışların tedavisinde, quad-helix ve W ark transpalatal apareylerin asimetrik kuvvetler oluşturacak şekilde modifiye edilerek kullanılabileceği belirtilmiştir. Bu apareylerde, kapanışın düzeltilmesinin hedeflendiği tarafta kolun kısa, karşı tarafta ise uzun bırakılması sayesinde asimetrik kuvvetler elde edilebilmektedir (42,64). Toroglu ve ark. (67), Asimetrik Maksiller Ekspansiyon (*Asymmetric Maxillary Expansion*) (AMEX) olarak adlandırdıkları modifiye quad-helix aparey ile gerçek unilateral çapraz kapanış vakalarında başarılı sonuçlar elde ettiklerini; AMEX'in hastalar tarafından daha kolay tolere edildiğini, daha az laboratuvar aşaması gerektirdiğini ve kısa sürede etkili sonuçlar verdiğini bildirmiştir.

Üst çene darlığına alt çene kaymasının da eşlik ettiği fonksiyonel çapraz kapanış vakalarında, tedavi yaklaşımı genellikle üst çenenin simetrik olarak genişletilmesi yönündedir (2,41). Çapraz kapanışların tedavisinde sabit ya da hareketli ortodontik apareyler tercih edilebilir. Sabit apareyler hasta kooperasyonuna daha az ihtiyaç duymaları ve daha güvenilir sonuçlar sunmaları nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir. Ancak yalnızca bir ya da iki dişin çapraz kapanışta olduğu durumlarda, labiolingual spring içeren ya da asimetrik kesimli akrilik plaklarla tasarlanmış hareketli apareyler de etkili olabilir (42,64).

Alternatif olarak, üst çenedeki dişlerin palatinal yüzeylerine ve alt çenedeki dişlerin bukkal yüzeylerine yerleştirilen ataçmanlar yardımıyla uygulanan çapraz elastiklerden de faydalanılabilir. Bu yöntem özellikle alt dişlerin bukkale eğimli olduğu vakalarda tercih edilmelidir. Aksi halde elastiklerin etkisiyle alt dişlerin linguale devrilmesi ve alt ark formunun bozulması gibi istenmeyen sonuçlar ortaya çıkabilir. Bu tür komplikasyonları önlemek amacıyla alt dişlerin bir lingual ark yardımıyla stabilize edilmesi önerilmektedir (42,48,64). Öte yandan, çapraz elastikler posterior bölgede dişlerin ekstrüzyonuna neden olabileceğinden, dikey yönde büyüme gösteren olgularda dikkatli kullanılmalıdır (67).

Tedavi ihtiyacına göre genişletilmiş ark telleri ya da tork verilmiş sabit teller de uygulanabilir (68). Dişsel çapraz kapanışların düzeltilmesinde ise transpalatal arklar, hareketli apareyler, 2×4 edgewise sistemleri ve çapraz elastik kombinasyonları kullanılabilecek başlıca yöntemler arasında yer almaktadır (34,48,64).

Eğer yalnızca dental bir darlık söz konusuysa ve apikal kemik kaidesi yeterli genişliğe sahipse, tedavi yalnızca diş kavsinin genişletilmesiyle sınırlı kalabilir. Ancak apikal kemik kaidesinde de daralma mevcutsa ve bu duruma bağlı olarak dişlerde bukkal yönde kuronal tipping gelişmişse, midpalatal süturun açılmasıyla birlikte apikal kaidenin genişletilmesi hedeflenmelidir (4,5,29,41).

Tedavi planlaması yapılırken dikkate alınması gereken bazı temel kriterler bulunmaktadır. Öncelikle, üst ve alt premolarlar ile molarlar arasındaki transversal boyuttaki uyumsuzluk 4 mm veya daha fazla ise RME seçeneği değerlendirilmelidir. Ayrıca çapraz kapanışa dahil olan diş sayısı da tedavi stratejisinin belirlenmesinde önemli bir etkendir. Molar ve premolar dişlerin başlangıçtaki angulasyonlarının belirlenmesi de kritik bir adımdır. Üst molarların bukkale eğimli olduğu vakalarda, konvansiyonel genişletme yöntemleri bu dişleri bukkal kas dokusu içerisine doğru devirebilir. Öte yandan, alt molarların linguale eğimli olduğu durumlarda, bu dişler dik konuma geldiğinde üst arkta gerekli olan genişletme miktarı artacaktır (5).

Üst çenenin genişletilmesinde, midpalatal süturun açılma hızına göre farklı teknikler tanımlanmıştır. Bu yöntemler; yavaş, hızlı ve yarı hızlı genişletme olarak sınıflandırılmaktadır (41).

2.3.3.1. Yavaş üst çene genişletmesi: Yavaş üst çene genişletmesi, özellikle apikal kemik kaidesi geniş ancak dişlerin palatinale eğimli olduğu vakalarda tercih edilebilecek bir yöntemdir. Bu teknikte ortodontik etki daha baskın olup, ortopedik etki sınırlıdır (5,49). Süt ve karışık dişlenme dönemlerinde uygulandığında bazı iskeletsel etkiler de elde edilebileceği bildirilmiştir (69). Yavaş genişletmenin doku adaptasyonunu desteklemesi nedeniyle nüks riski daha düşüktür (70).

2.3.3.2. Yarı hızlı üst çene genişletmesi: Yarı hızlı üst çene genişletmesi, klasik hızlı ve yavaş yöntemlere kıyasla daha fizyolojik bir alternatif olarak tanımlanmıştır. Bazı araştırmacılar, bu yöntemde haftalık 1 mm civarında genişletme hedefleyerek çevre dokuların uyumunu artırmayı amaçlamışlardır (71–74). Daha kontrollü kuvvetlerle yapılan bu uygulamanın uzun dönem stabilitesinin yüksek olduğu da bildirilmiştir (75).

2.4. RAPİD MAKSİLLER EKSPANSİYON

Rapid Maksiller Ekspansiyon, ortodontik tedavilerde 150 yılı aşkın süredir uygulanan etkili bir yöntemdir (23). Bu teknik, bilateral olarak gelişen premaxilla ve palatal kemiklerin, median palatinal sütur boyunca fiziksel olarak ayrılması esasına dayanır (76). Maksiller transversal yetersizliklerin tedavisinde uzun yıllardır güvenle kullanılan RME, palatal süturun açılmasıyla üst çene kaidesinin lateral yönde genişletilmesini sağlar (57).

Tedavi sırasında, fizyolojik sınırların üzerinde lateral yönde uygulanan kuvvetler başlangıçta dişlere, ardından PDL yoluyla alveol kemiğine iletilir; bu süreçte hem sütural ayrılma hem de dişlerin bukkale devrilmesi meydana gelir (4,77). Bu teknikle uygulanan yüksek kuvvetler, ortodontik sınırları aşarak ortopedik etkiyi artırmayı ve dişsel hareketi sınırlamayı hedefler (4,5,78–80).

Genişletme işlemi sırasında kullanılan vida, genellikle günde bir ya da iki kez çeyrek tur çevrilir. Bu aktivasyonlarla aralıklı kuvvet uygulanır ve ilk çevirmeyle oluşan maksimum kuvvet, bir sonraki çevirmeye kadar sıfırlanır. Yapılan ölçümlerde, RME vidalarının günde birkaç kez çevrilmesiyle 9 kg'a kadar kuvvet oluşturabildiği bildirilmiştir (78,80). Bu yoğun kuvvet uygulaması sayesinde diş çevresi dokularda indirekt rezorbsiyon lateral hareketi sınırlandırılırken, iskeletsel etkiler ortaya çıkar (81).

Rapid Maksiller Ekspansiyon, özellikle büyüme potansiyelinin devam ettiği süt ve karma dişlenme dönemlerinde etkin bir şekilde uygulanabilir. Ancak, süturun kapanmasıyla birlikte adölesan ve genç erişkin bireylerde maksiller genişletmenin başarı oranının azaldığı belirtilmiştir (57).

2.4.1. Rapid Maksiller Ekspansiyon Endikasyonları

Rapid Maksiller Ekspansiyon, iskeletsel ve/veya dişsel kaynaklı maksiller darlığın tedavisinde uzun yıllardır güvenle kullanılan bir yöntemdir (57). Bu tedavi, çeşitli klinik durumlarda uygulanmakta olup, endikasyonları aşağıda özetlenmiştir:

- Maksiller darlık, mandibular genişlik fazlalığı veya her ikisinin birlikte görüldüğü durumlarda ortaya çıkan tek ya da çift taraflı posterior çapraz kapanış olgularında RME tercih edilmektedir (4,24,54,82,83).

- Anteroposterior yönde düzensizlik gösteren Sınıf II ve Sınıf III olgularda, sagittal ilişki düzeltildikten sonra posterior bölgede oluşabilecek transversal uyumsuzlukların giderilmesinde bu tedavi yöntemi kullanılmaktadır (50,84).
- 3-6 mm aralığında çapraşıklığa sahip ancak posterior çapraz kapanışı bulunmayan bireylerde, diş çekimine gerek kalmaksızın yer kazanımı amacıyla RME uygulanabilmektedir (5,54,85).
- Dudak-damak yarıklı hastalarda, kollabe olmuş maksillanın genişletilerek üst çene formunun düzeltilmesi amacıyla bu tedavi tercih edilmektedir (5,86,87).
- Nazal kavite hacminin artırılması ve buna bağlı olarak üst hava yolunda direnç azalmasının sağlanması amacıyla çeşitli nazal stenoz olgularında RME yöntemine başvurulmaktadır (24,88–91).
- Üst ve alt arktaki molar ve premolar dişler arasında 4 mm veya daha fazla transversal genişlik farkının bulunduğu olgularda tedavi seçeneği olarak önerilmektedir (5).
- Fonksiyonel alt çene kaymasının eşlik ettiği süt ya da karma dişlenme dönemindeki tek taraflı posterior çapraz kapanış olgularında, bu kaymanın morfolojik bir bozukluğa dönüşmesini önlemek amacıyla erken dönemde müdahale edilmesi önerilmektedir (37,39,40).
- Sınır vakalarda, ark uzunluğunun artırılarak çapraşıklığın ortadan kaldırılması veya dişlerin daha iyi konumlandırılması hedeflendiğinde RME etkili bir seçenek olabilir (30,92).
- Gülümseme sırasında ağız köşelerinde oluşan karanlık bölgelerin azaltılması ve daha estetik bir gülüş hattı elde edilmesi amacıyla, üst arkın genişletilmesiyle kaninler arası mesafenin artırılması hedeflenebilir (50,54).
- Maksiller sütural sistemin gevşetilerek, karma dişlenme dönemindeki Sınıf III vakalarda yüz maskesi gibi ortopedik apareylerin etkinliğini artırmak amacıyla uygulanabilir (93,94).
- A noktasının 1-2 mm öne taşınmasıyla, hafif ön çapraz kapanış olgularında spontan düzeltmelerin sağlanması amacıyla RME kullanılabilir (4,29,83).

2.4.2. Rapid Maksiller Ekspasiyon Kontrendikasyonları

- Klinik iş birliği sağlanamayan hastalarda, tedavi sürecinin etkin şekilde yürütülememesi nedeniyle RME önerilmemektedir (5).
- Molar dişlerin bukkal yüzeylerinde diş eti çekilmesi bulunan bireylerde, genişletme işlemi bu durumu daha da kötüleştirebileceğinden dolayı dikkatli değerlendirme gerektirir (5,95).
- Sadece bir dişin çapraz kapanışta olduğu durumlarda, RME gibi geniş kapsamlı bir müdahale endike değildir (70).
- Anterior açık kapanışı bulunan, dik yön büyüme paterni gösteren ve dışbükey yüz profilinde olan bireylerde, bu tedavi yöntemi istenmeyen iskeletsel ve estetik etkiler yaratabileceği için uygulanması önerilmez (96).
- Vertikal ve sagittal düzlemde ileri derecede iskeletsel uyumsuzluğu bulunan bireylerde, RME yetersiz kalabilir ve bu hastalar genellikle ortognatik cerrahiye yönlendirilmelidir (5,24).

2.4.3. Rapid Maksiller Ekspansiyon için Kullanılan Apareyler

Rapid Maksiller Ekspansiyon'da kullanılacak apareyin seçimi, çeşitli bireysel ve klinik faktörlere bağlı olarak yapılmalıdır. Bu faktörler arasında; üst çene darlığının şiddeti ve miktarı, hastanın yaşı, çapraz kapanışta yer alan diş sayısı, iskeletsel ve kas yapısı özellikleri, üst molar ve premolarların aksiyal inklinasyonları, maloklüzyonun düzeltilmesi için duyulan ortodontik ihtiyaçlar, hastanın alışkanlıkları ve tedaviye uyumu yer almaktadır (5).

Rapid Maksiller Ekspansiyon tedavisinde kullanılan apareyler, destek aldıkları anatomik yapılara göre dört ana grupta sınıflandırılmaktadır:

- Diş destekli apareyler
- Diş ve yumuşak doku destekli apareyler
- Kemik destekli (iskeletsel ankrajlı) apareyler
- Diş ve kemik destekli (hibrit) apareyler

2.4.3.1. Diş destekli apareyler: William Biederman tarafından 1968 yılında tanıtılan ve 1973'te "hygienic rapid expander" olarak literatüre giren Hyrax apareyi, hijyenik yapısıyla dikkat çeken, tamamı paslanmaz çelikten üretilmiş bir hızlı maksiller genişletme aygıtıdır (31,97). Apareyin merkezinde yer alan vida, alçı model üzerinde kolları palatal anatomik kontura uygun şekilde bükülerek üst birinci premolar ve birinci molar dişlere uyumlu bantlara lehimlenir. Palatal mukozayla temas etmemesi ve metal yüzeylerinin kolay temizlenebilir olması, bu aygıtın klinik kullanımını hem hasta konforu hem de hijyen açısından avantajlı kılar. Bu özellikleri sayesinde, palatal mukozada irritasyon oluşturma riski minimaldir (98).

Ancak, palatinalden destek alınmaması nedeniyle Hyrax apareyinin, destek dişlerde devrilmeye yol açabileceği ve bu durumun istenmeyen dişsel etkileri artırabileceği belirtilmiştir. Bu bağlamda, sütural açılmanın sınırlı, dişsel hareketin ise daha belirgin olabileceği bildirilmektedir (50). Söz konusu etkileri azaltmak amacıyla yalnızca dişlerin üzerini akrilikle örten modifiye versiyonların geliştirilmesi önerilmiştir. Bu modifikasyonların, posterior bölgede ısırma bloğu etkisiyle arka dişlerin uzamasını engellediği, vertikal boyutun kontrolüne katkı sağladığı ve dişlerdeki devrilmeyi azalttığı ifade edilmiştir (99,100).

2.4.3.2. Diş ve yumuşak doku destekli apareyler:

2.4.3.2.a. Haas apareyi: Diş ve doku destekli bir genişletme apareyi olan Haas, 1961 yılında Dr. Andrew J. Haas tarafından tanıtılmıştır (4). Aparey, palatinal bölgede yer alan metal bir iskelet üzerine yerleştirilmiş genişletme vidası ile birlikte, üst birinci premolar ve molar dişlere uyumlu bantlardan ve bu bantları bukkal ve palatinalden birleştiren barlardan oluşmaktadır. Ayrıca, palatinal mukozayı örten akrilik parçalar sayesinde yalnızca dişlerden değil, çevre dokulardan da destek alarak kuvvetin maksillanın hem iskeletsel hem de dentoalveoler yapılarına daha bütüncül bir şekilde iletilmesini sağlar (4,29,86,101).

Bu mekanizma sayesinde, ortopedik etkinin ortodontik etkiye göre daha baskın olduğu ve dişlerde görülen devrilme miktarının diğer apareylere kıyasla daha sınırlı olduğu bildirilmiştir (86). Ancak akrilik plağın palatinal yumuşak dokuyla temas etmesi, hijyen açısından zorluklara neden olabilir ve irritasyon riskini artırabilir. Bu nedenle özellikle hijyen motivasyonu düşük bireylerde dikkatli değerlendirme yapılmalıdır (4,29,50).

Cozzani ve ark. (102), Haas tasarımına benzer bir apareyi karma dişlenme döneminde modifiye ederek kullanmış; süt ikinci azı dişlerine bant uygularken süt kanin dişlerini apareye dahil etmemiştir. Bu tür modifikasyonlar, farklı yaş gruplarına ve klinik ihtiyaçlara göre Haas apareyinin uyarlanabilirliğini göstermektedir.

2.4.3.2.b. Rijit akrilik bonded Rapid Maksiller Ekspansiyon apareyi (akrilik cap splint): Diş ve doku destekli rijit bir genişletme apareyi olan bu aygıt, hızlı ve yarı hızlı üst çene genişletmelerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Aparey; premolarlar arasında, midpalatal düzlemde konumlandırılmış bir genişletme vidası ile birlikte, posterior dişlerin bukkal, palatinal ve okluzal yüzeylerini saran rijit bir akrilik gövdeden oluşur. Maksillanın posterior alveoler kısmını tamamen kaplayan bu yapı, genişletme sırasında oluşan kuvvetin hem dentoalveoler hem de iskeletsel yapılara etkili şekilde iletilmesini sağlar. Üst kesici dişlerin palatinal yüzeyleri genellikle açık bırakılmakta; ancak gerekli görülen bazı durumlarda bu bölge de akrilikle örtülebilmektedir. Rijit akrilik yapı sayesinde dişlerde oluşabilecek bukkal devrilme (tipping) azaltılırken, iskeletsel etkinin arttığı bildirilmektedir (15,74).

Apareyin laboratuvar aşaması daha kolaydır ve klinik uygulanışı hekime kolaylık sağlamaktadır. Son yıllarda kullanım sıklığı artmış, özellikle posterior çapraz kapanışın düzeltilmesiyle birlikte anterior bölgedeki ilişkilerin de kendiliğinden iyileşebildiği gözlemlenmiştir. Farklı vida sistemleriyle (örneğin yelpaze tipi) uyumlu olması, apareyin uygulanma alanının esnekliğini artırmaktadır (100,103).

İnterdijitasyonun ortadan kaldırılması, çapraz kapanışa bağlı olarak; alt çenenin, üst çene üzerindeki sınırlamasını kaldırarak sütural açılmayı kolaylaştırmasının yanı sıra tedavi ile pekiştirme dönemlerinde temporomandibular ekleme yönelik mikrotravmatik etkilerin azalmasına katkı sağlamaktadır (104). Ayrıca, okluzal akrilik kalınlığının artırılmasıyla dikey yönde büyüme eğilimindeki olgularda büyüme yönü kontrolü sağlanabilir. Apareyin diş yüzeylerine sıkı şekilde adapte olması, dişsel devrilme eğilimlerini sınırlayarak dikey boyutun kontrolüne katkıda bulunabilir ve aynı zamanda alveol kemiğinde fenestrasyon gerçekleşme riskini azaltabilir. Ancak, hijyen ve hasta konforu açısından bazı dezavantajları bulunduğu da bildirilmektedir (103,105,106).

2.4.3.3. Kemik destekli apareyler: Geleneksel olarak RME apareyleri, üst çene genişletmesinde uzun süredir kullanılmakta olup, bu aygıtların etkinliği çeşitli çalışmalarda ortaya konmuştur. Ancak, bu apareylerin kullanımına bağlı bazı istenmeyen etkiler de rapor edilmiştir. Bunlar arasında; sınırlı düzeyde iskeletsel genişleme, destek dişlerde aşırı bukkal devrilme ve ekstrüzyon, buna bağlı olarak mandibulanın saat yönünde rotasyonu ve anterior açık kapanış eğilimi, kök rezorbsiyonu, bukkal kortikal kemikte incelme, dehisens oluşumu ve relaps riskinin artması gibi olumsuzluklar yer almaktadır (37,62,107–110).

Bu istenmeyen etkileri en aza indirmek ve iskeletsel etkinin artırılmasını sağlamak amacıyla kemik destekli RME apareyleri geliştirilmiştir (73). Kemik desteği sağlamak amacıyla kullanılan yapılar arasında onplant, implant, miniplak ve minividalar bulunmaktadır (111). Ortodontik tedavide bu tür kemik destekli aygıtların kullanımı, sadece RME uygulamalarıyla sınırlı kalmayıp, birçok mekanik işlemde başarılı sonuçlar elde edilmesini de mümkün kılmaktadır (112).

Kemik destekli genişletme aygıtları, özellikle periodontal sorunları olan bireylerde veya posterior bölgede diş eksikliği bulunan hastalarda geleneksel yöntemlere göre avantaj sağlamaktadır (113). Ayrıca, bu sistemler ağız hijyeninin daha kolay

sağlanmasına, aparey ağızdayken sabit ortodontik tedaviye başlanabilmesine ve böylece tedavi süresinin kısaltılmasına olanak tanımaktadır. Ancak, en büyük dezavantajları invaziv bir işlem gerektirmeleridir (114).

2.4.3.4. Diş ve kemik destekli apareyler: İskeletsel maksiller genişletmenin keşfinden günümüze kadar, bu amaçla kullanılan apareyler çeşitli modifikasyonlarla geliştirilmiş ve tedavi gereksinimlerine göre özelleştirilmiştir.

Diş ve kemik destekli hızlı maksiller genişletme aygıtları arasında ilk dikkat çeken tasarım, Wilmes ve Drescher (115) tarafından tanıtılan ve palatinal bölgenin anterior kısmına yerleştirilen iki minivida ile desteklenen hibrit Hyrax apareyidir. Bu aygıt, daha sonra yüz maskesi ile kombine şekilde kullanılarak, yalnızca transversal yönde genişleme değil, aynı zamanda maksiller protraksiyon sağlamak amacıyla da modifiye edilmiştir. Hibrit Hyrax'ın bu versiyonu, yüz maskesi kullanımına bağlı olarak dentisyonun öne hareketini, anterior palatinal bölgeden alınan iskeletsel ankraj sayesinde sınırlandırmaktadır (116).

İki minivida ile desteklenen hibrit sistemler, özellikle erken dönem Sınıf III maloklüzyonlarda veya erken adölesan dönemdeki hastalarda tercih edilmektedir. Buna karşın, büyümenin ileri aşamasında olan geç adölesan ve erişkin bireylerde genellikle dört minivida ile desteklenen sistemler kullanılmaktadır (117).

Minivida destekli bir başka gelişmiş sistem ise, posteriora yerleştirilmiş dört minivida ile sabitlenen "Maksiller İskeletsel Genişletici" aygıttır. Bu aygıt, zigomatik buttressler ile pterygopalatin sütura karşı kuvvet uygulamak üzere posteriora, midpalatal sütur ve perimaksiller süturlara kuvvet iletmek üzere daha süperior konuma yerleştirilen vida yapısı ile dikkat çeker. Genişletme vidası, diğer tasarımlardan farklı olarak birinci molarların arasına yerleştirilmiş, dört minivida ise vidasal mekanizmayı damağa yakın bir pozisyonda sabitlemek için kullanılmıştır. Bu sistem, midpalatal süturda paralel açılma sağlamakta ve cerrahi müdahaleye gerek kalmaksızın erişkin bireylerde iskeletsel düzeltim elde edilmesine olanak tanımaktadır (10,118). Ancak, prefabrike vida sistemleri ve lehimleme gerektiren konnektörlerden oluşması nedeniyle deformasyon ve kırılma riski taşıdığı belirtilmiştir (10,119).

Bu tür dezavantajlar, Dutch Maksiller Genişletme Aygıtı (*Dutch Maxillary Expansion Device*)'nın (D-MED) geliştirilmesine öncülük etmiştir. D-MED, dört

minivida ile sabitlenen, hastaya özel olarak 3 boyutlu dijital tasarımla üretilmiş, bireyselleştirilmiş bir sistemdir. Paslanmaz çelik yapıda olup, birinci molarları çevreleyen iki bant ve dört rijit konnektörden oluşur (119).

Saf kemik destekli ve dijital olarak tasarlanmış bir başka sistem olan Quadexpander, Wilmes ve ark. (120) tarafından tanıtılmıştır. Dört minivida ile palatinal bölgeye sabitlenen bu sistem, geç adölesan ve erişkin hastalarda minimal invaziv bir çözüm sunmaktadır. Özellikle periodontal açıdan riskli dentisyona sahip bireylerde ya da palatinal olarak gömülü diş bulunan vakalarda güvenli bir seçenek oluşturur. Dijital tasarım sayesinde sanal planlama ile minividalar için ideal kemik bölgeleri belirlenebilmekte ve kök hasarı riski minimize edilmektedir. Ayrıca aparey ile minividalar aynı seansta yerleştirilebildiği için klinik verimlilik artmaktadır. Kemik ankrajı sayesinde retansiyon süresinden bağımsız olarak diş hareketlerine başlanabilmektedir.

Kemik destekli ve geleneksel diş destekli genişletme sistemlerinin geç adölesan bireylerdeki etkilerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda; kemik destekli sistemlerle daha fazla iskeletsel transversal genişletme, daha az dişsel devrilme, alveolar kemikte daha az eğilme ve daha düşük vertikal kemik kaybı gözlemlenmiştir (121).

2.4.4. Vida Çevirme Protokolü

Minivida Destekli Rapid Maksiller Ekspansiyon'da vida aktivasyon protokolü, tedavi başarısı ve hasta konforu açısından önemli bir parametredir. Literatürde bu konuda farklı protokoller önerilmiş olup, bu farklılıklar genellikle hastanın yaşı, kullanılan vida tipi, genişletici tasarımı ve hedeflenen iskeletsel değişikliklere göre şekillenmektedir (122,123).

Zimring ve Isaacson (78), büyüme-gelişim dönemindeki bireylerde ilk 5 gün günde iki çeyrek tur, sütur ayrılması görüldükten sonra ise günde bir çeyrek tur vida çevrilmesini önermiştir. Aynı çalışmada, erişkin bireylerde artan iskeletsel direnç göz önünde bulundurularak ilk iki gün günde iki çeyrek tur, ardından 5-7 gün boyunca günde bir çeyrek tur, kalan süreçte ise iki günde bir çeyrek tur uygulanması gerektiği belirtilmiştir. Haas (4), ilk gün 5'er dakika arayla 4 çeyrek tur, kalan günlerde ise 2 çeyrek tur uygulamıştır. Biederman (97) ise ilk gün 3 çeyrek tur, diğer günlerde günde 2 çeyrek tur aktivasyon protokolünü önermiştir. Chatellier ve Chateau (124), ultra-hızlı

ekspansiyon protokolünde ilk 3 gün 6 mm, sonraki bir haftada ise 3 mm genişletme elde ettiklerini bildirmiştir. Bu agresif yaklaşım, toplamda 9 mm'lik genişleme sağlarken bazı klinik durumlarda tercih edilmiştir.

Tecco ve ark. (122) ilk gün 4 çeyrek tur, sonraki günlerde ise günde bir çeyrek tur önerirken; Baldini ve ark. (123), prepubertal hastalarda uyguladıkları çalışmada günde 2 çeyrek tur yapılan grubun, günde 1 çeyrek tur uygulanan gruba göre daha fazla ağrı bildirdiğini saptamışlardır. Sander ve ark. (125), kök rezorbsiyonlarının vida kuvvetinden çok aktif tedavi süresiyle ilişkili olduğunu belirterek, hyrax vidasının günde en az 5 kez çevrilmesini önermiştir.

Yakın dönemde yapılan çalışmalarda ise daha sayısal ve sistematik protokoller önerilmiştir. Brunetto ve ark. (13), her çeyrek turda 0,2 mm genişleme sağlayan bir aparey için yaşa göre uygun aktivasyon hızlarını gösteren grafikler oluşturmuştur. Zong ve ark. (126) ile Oh ve ark. (127), farklı vida genişlikleriyle günde 4 çeyrek tur (0,8 mm) aktivasyonla benzer ekspansiyonlar sağlamışlardır. Hourfar ve ark. (128) ise günde 3 çeyrek tur (0,6 mm) genişleme sağlayan bir hızlı genişletme protokolü uygulamıştır. Öte yandan, Choi ve ark. (17) doku hasarı, ağrı ve inflamasyonu azaltmak adına gün aşırı 0,2 mm'lik yavaş bir aktivasyonu uygun görmüştür

Cantarella ve ark. (11) ile Colak ve ark. (129) ise MARPE tedavisinde diastema oluşana kadar günde 0,5 mm, diastema görüldükten sonra ise 0,25 mm'lik daha yavaş bir protokole geçilmesini önermiştir. Carlson ve ark. (130) ise klinik tecrübelerine dayanarak, yaşa göre değişen bir aktivasyon şeması önermektedir: Erken adölesanlarda haftada 3 tur, geç adölesanlarda diastema öncesi ve sonrası günde 1 tur, erişkinlerde başlangıçta günde 2 tur, sonrasında ise günde 1 tur; 30 yaş üstü bireylerde ise başlangıçta günde 2'den fazla tur ile başlanıp, diastema sonrası 1 turla devam edilmesi gerektiğini savunmaktadır.

Bu çalışmalar ışığında, MARPE uygulamalarında optimal aktivasyon protokolünün hastanın yaşına, süturun durumuna ve kullanılan cihazın teknik özelliklerine göre özelleştirilmesi gerekmektedir. Bu bireyselleştirme, hem istenilen iskeletsel genişliğin elde edilmesini kolaylaştırmakta hem de ağrı, dişlerde devrilme, kök rezobsiyonu gibi istenmeyen dentoalveolar yan etkilerin azaltılmasına katkı sağlamaktadır.

2.4.5. Rapid Maksiller Eksansiyon'da Zamanlama

Rapid Maksiller Ekspansiyon uygulamalarında tedavi zamanlaması, istenilen ortopedik etkinin elde edilmesinde kritik bir faktör olarak değerlendirilmektedir. Bu zamanlama, özellikle midpalatal süturun morfolojik yapısı ve bireyin büyüme-gelişim dönemine göre belirlenmektedir. Midpalatal sütur, yaşla birlikte daha kıvrımlı hâle gelmekte ve interdijitasyon düzeyinde artış gözlemlenmektedir (131). Süturun morfolojik değişimi infantil dönemde pürüzsüz ve açık bir yapıdayken; jüvenil ve adölesan dönemlerde daha karmaşık, karşılıklı kemik uzantılarının birbirine geçmiş hâlde olduğu bir yapı kazanır. Bu anatomik değişim, genişletme kuvvetlerine gösterilen biyomekanik yanıtı doğrudan etkiler (131,132).

Björk ve Skieller (133), 4-20 yaşları arasındaki bireylerde üst çenenin transversal büyümesini ortalama 6,5 mm olarak saptamış, sütural büyümenin 17 yaş civarında tamamlandığını ifade etmişlerdir. Aynı şekilde, Persson ve Thilander (134), midpalatal süturun füzyonunun bireyden bireye farklılık gösterebileceğini vurgulamış, bu nedenle üst çene genişletmesinin 25 yaşına kadar denenebileceğini savunmuşlardır. Bununla birlikte, artan yaşla birlikte genişletme kuvvetlerine karşı direncin arttığı ve daha fazla komplikasyon riski taşıdığı yönünde fikir birliği mevcuttur (3,36,62,64,69).

Bishara ve Staley (5), optimal genişletme yaş aralığını 13-15 olarak belirlemiş ve daha geç yaşlardaki uygulamalarda iskeletsel etkinin azaldığını ve relaps olasılığının arttığını belirtmişlerdir. Benzer şekilde, da Silva ve ark. (62) da maksillanın yaşla birlikte çevre kemiklerle daha sıkı bağlandığını ifade ederek erken yaşta tedavi edilmesinin ağrıyı azaltacağını rapor etmişlerdir. Sarı ve ark. (6) ise karışık dişlenme döneminde yapılan genişletmenin beklenen iskeletsel etkiyi sağlamadığını savunarak tedavinin erken daimi dişlenme dönemine ertelenmesini önermişlerdir. Bununla birlikte, bazı çalışmalarda 27, 32 hatta 71 yaşında dahi sütur füzyonu gözlenmediği bildirilmiştir (134–136).

Melsen (131), sütural gelişim sürecini üç döneme ayırmış ve üçüncü dönemde süturun artık üst çene genişletmesine izin vermeyecek kadar sıkılaştığını belirtmiştir. Bu durum, özellikle yetişkin hastalarda geleneksel diş destekli RME'nin yetersiz kalmasına ve dentoalveolar komplikasyonların artmasına neden olmaktadır. Artmış yaşa bağlı olarak, destek dişlerde kök rezorbsiyonu, bukkal kemik kaybı, dişeti çekilmesi ve beyaz lezyonlar gibi istenmeyen etkiler sıkça gözlenmektedir (74,137,138).

Bu nedenle, büyüme gelişimini tamamlamış erişkin hastalarda RME'nin güvenli ve etkili bir şekilde yapılabilmesi için cerrahi destekli yöntemler veya kemik destekli RME apareyleri tercih edilmektedir (83,139). Özellikle kemik destekli sistemler, daha yüksek yaşlarda da etkili bir genişleme sağlayabilmekte ve cerrahiye alternatif sunmaktadır (139).

2.4.6. Rapid Maksiller Ekspansiyon'un Etkileri

2.4.6.1. İskeletsel etkiler: Rapid Maksiller Ekspansiyon sırasında uygulanan kuvvetler yalnızca maksilla ile sınırlı kalmayıp, kafa kaidesi ile komşu kemiklerde de değişikliklere yol açmaktadır. Gardner ve Kronman (140), maymunlar üzerinde yaptıkları çalışmada RME sonrası midsagittal, parietal, lambdoid süturlar ile sfeno-oksipital sinkondrosiste değişiklikler gözlemlemiştir. Bu süreçte en fazla stresin sfenoid kemiğin pterigoid plaklarında ve zigomatik arkta biriktiği, bu direnç oluşumunun "buttresing etkisi" olarak tanımlandığı belirtilmiştir (5).

Sonlu Elemanlar Analiziyle yapılan çalışmalar, genişletme sırasında temel direnç merkezinin midpalatal süturdan çok, sirkümmaksiller yapılar olduğunu ortaya koymuştur. Bu yapılarda biriken streslerin, özellikle sfenoid ve zigomatik kemiklerde nükse neden olabileceği ifade edilmiştir (19,20,78). Kudlick ise kadavralar üzerinde yaptığı çalışmada üst çene kemiklerinin asimetrik olarak yer değiştirdiğini, genişlemeye en çok direnci sfenoid kemiğin gösterdiğini, diğer komşu kemiklerde ise yer değişimi meydana geldiğini ve kranial taban açısının sabit kaldığını bildirmiştir (141).

Rapid Maksiller Ekspansiyon sırasında maksillanın her iki yarısında frontal ve sagittal düzlemlerde rotasyon görülmektedir (142). Frontal düzlemdeki rotasyonun pivot noktasının frontomaksiller sütur olduğu ve bu nedenle ağız boşluğuna bakan bir piramit biçiminde açılma gerçekleştiği bildirilmektedir (4,5). İşeri ve ark. (20), SEA ile yaptıkları çalışmada, RME'nin sadece intermaksiller süturu değil, tüm kraniofasiyal yapıları etkilediği, özellikle dentoalveolar yapılara yakın bölgelerde daha fazla genişleme olduğu, nazal kavite ve duvarlarda belirgin genişleme gözlendiği belirtilmiştir. Ayrıca kanin ve molar bölgelerde, pterygoid çıkıntılarda, nazal, zigomatik ve sfenoid kemiklerde yüksek düzeyde stres biriktiği ifade edilmiştir.

Holberg (143), jüvenil ve erişkin bireylerde RME'nin kafa kaidesine etkilerini araştırmış ve jüvenil dönemde ciddi stres birikiminin oluşmadığını saptamıştır. Ancak

erişkin bireylerde, iskelet dokuların elastikiyetinin azalması nedeniyle sfenoid kemiğin laterale doğru büküldüğü ve bu durumun superior orbital fissür ile foramen ovaleye etki ederek nörovasküler yapılarda hasar riski oluşturduğu belirtilmiştir. Bu nedenle, erişkin bireylerde genişletme öncesinde maksilla ile sfenoid kemiğin cerrahi olarak ayrılması önerilmektedir.

Wertz (83), RME sonrasında maksillanın aşağıya doğru konumlandığını, midpalatal süturda paralel bir açılmanın gözlenmediğini, sagittal düzlemde ön segmentte arka segmente göre daha fazla açılma meydana geldiğini ve bu açılmanın vertikal düzlemde tepe noktası maksillofrontal süturda olan üçgen formda olduğunu bildirmiştir.

Gabriel da Silva Filho ve ark. (144), 5-10 yaş aralığındaki 18 hasta üzerinde gerçekleştirdikleri çalışmada Anterior Nazal Spina (ANS) bölgesinde ortalama 2,21 mm, Posterior Nazal Spina (PNS) bölgesinde ise 0,95 mm genişleme saptamışlardır. Bu da anterior bölgede daha fazla genişleme olduğunu göstermektedir. Lione ve ark. (145) tarafından yapılan benzer bir BT çalışmasında ise, 11,2 yaş ortalamasına sahip 17 hastada sütur açılımı anterior bölgede 3,01 mm, orta bölgede 2,17 mm, posterior bölgede ise 1,15 mm olarak ölçülmüştür.

Habersack ve ark. (146), 10 ve 16 yaşındaki iki hastada yüksek çözünürlüklü BT ile yaptıkları değerlendirmede, genç hastada paralel bir genişleme, daha büyük yaştaki bireyde ise anteriora doğru genişleyen üçgensel bir açılma gözlemlemişlerdir. Ayrıca internasal, nasomaksiller ve frontomaksiller süturlarda da genişleme rapor edilmiştir.

Woller ve ark. (147), büyüme çağındaki bireylerde Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) ile yaptıkları çalışmada, zygomatikomaksiller, intermaksiller, midpalatal, transpalatal ve frontonasal süturlarda anlamlı değişimler olduğunu, maksillanın üç boyutta ileri ve aşağı yönde hareket ettiğini bildirmiştir. Bu hareketin dolaylı etkisi olarak mandibulada da pozisyonel değişiklikler gözlenmektedir (29). Üst dişlerin uzaması ve devrilmesiyle birlikte maksillanın eğilmesi, mandibulanın geri ve aşağı rotasyonuna neden olmaktadır. Bu durum, özellikle artmış mandibular düzlem açısına ve açık kapanışa sahip bireylerde dikkatli değerlendirme gerektirmektedir (5,97).

Rapid Maksiller Ekspansiyon'un istenmeyen etkilerinden biri olan vertikal yüz yüksekliğindeki artışı önlemek amacıyla çeşitli modifikasyonlar önerilmiştir. Spolyar (100), okluzal yüzeylerin akrilikle örtülmesinin bu artışı engelleyebileceğini ve anterior çapraz kapanışları düzeltebileceğini savunmuştur.

2.4.6.2. Dişsel etkiler: Rapid Maksiiler Ekspansiyon sonrası yalnızca iskeletsel değil, aynı zamanda belirgin dişsel etkiler de gözlemlenmektedir. Proffit (42), bu tedavi sonucunda elde edilen kazanımın yaklaşık olarak %50 iskeletsel, %50 dişsel olduğunu belirtmiştir. Podesser ve ark. (77) ise bu oranın iskeletsel bileşeni %25 ile %53 arasında değişen bir dağılım gösterdiğini bildirmiştir.

Rapid Maksiller Ekspansiyon sonrası en sık görülen dişsel değişikliklerden biri, üst santral dişler arasında oluşan diastemadır. Haas (29), bu boşluğun genellikle toplam genişletmenin yarısı kadar olduğunu ifade etmiş; aktivasyon sürecinde orta kesici dişlerin kuronlarının boşluğa doğru eğildiğini, köklerin ise yerinde kaldığını bildirmiştir. Kuronlar tekrar birbirine temas ettikten sonra kökler bu boşluğa doğru hareket ederek ilk konumlarına geri dönme eğilimi göstermektedir. Wertz (83), ön kesici dişlerin başlangıç pozisyonuna dönerken, oral kasların etkisiyle palatinale eğildiklerini ve Sella-Nasion düzlemine göre uzadıklarını belirtmiştir.

Rapid Maksiller Ekspansiyon'un etkilerinden bir diğeri ise maksiller posterior dişlerin eğiminde meydana gelen değişikliklerdir. Hicks, sağ ve sol birinci molarlar arasındaki açının genişletme sonrasında 1º ila 24º arasında arttığını bildirmiş; bu değişimin hem alveolar kemiğin eğilmesine hem de dişlerin devrilmesine bağlı olduğunu, ayrıca devrilmeye eşlik eden bir miktar ekstrüzyon da gözlemlendiğini eklemiştir (5,69). McNamara ve ark. (148), akrilik splintli RME uygulanan bireylerde, sabit ortodontik tedavi sırasında genişletme yapılmayanlara kıyasla premolar ve molar dişlerin daha fazla bukkale eğimli olduğunu saptamıştır.

Krebs (142,149), RME'nin etkilerini araştırmak amacıyla üst kaninlerin palatinalindeki alveolar kemiğe ve infrazigomatik bölgeye yerleştirilen minividalar ile ölçümler yapmıştır. Bulgularına göre üst birinci molarlar arası mesafe 6 mm artarken, minividalar arası mesafe 3,7 mm artmıştır. Bu 2,3 mm'lik farkın, dişlerin devrilmesinden kaynaklandığını savunmuştur.

Haas (4), genişletme işleminin alt çeneye etkisini değerlendirmiş ve tüm vakalarda mandibular molar dişler arası mesafenin 0,5-2 mm arasında arttığını bildirmiştir. Kaninler arası mesafede ise bazı vakalarda artış, bazılarında ise değişiklik gözlenmemiştir. McNamara (54), maksiller arkın darlığının mandibular posterior dişlerin linguale kaymasına yol açabileceğini ve üst çene genişletmesinin ardından alt arkta da genişleme meydana gelebileceğini öne sürmüştür.

Buna karşın, bazı çalışmalarda alt çene kaninler ve molarlar arası mesafede meydana gelen artışın kalıcı olmadığı belirtilmiştir. Lima ve ark. (150), bu artışın retansiyon sonrası yaklaşık yarıya indiğini veya tedavi öncesi değerlere geri döndüğünü belirtmiştir. Benzer şekilde, Moussa ve ark. (151) ile Sandstrom ve ark. (152)da bu geçici artışı vurgulamışlardır. Gianelly (85) ise alt ön bölgede belirgin bir genişleme elde edilemediğini ve çapraşıklıkların bu yöntemle düzeltilemeyeceğini savunmuştur. Miller ve ark. (153) ise alt çenede kayda değer bir değişiklik gözlemlemediklerini raporlamışlardır.

Rapid Maksiller Ekspansiyon sonrası gözlenen önemli değişimlerden biri de ark perimetresindeki artıştır. İntermolar mesafede 1 mm'lik artışın yaklaşık 0,7 mm'lik bir ark perimetresi artışına karşılık geldiği bildirilmiş; RME uygulanan hastalarda ise ortalama 4 mm'lik bir perimetre artışı elde edildiği saptanmıştır (154,155).

2.4.6.3. Yumuşak doku etkileri: Rapid Maksiller Ekspansiyon yalnızca sert dokular değil, yumuşak dokular üzerinde de belirli değişikliklere yol açabilmektedir. Ancak, bu alandaki bilimsel çalışmalar sınırlı sayıdadır.

Berger ve ark. (156), fotoğrafik analiz yoluyla yürüttükleri çalışmada, RME sonrasında bir yıllık retansiyon süresi sonunda yüz yüksekliğinde anlamlı bir değişiklik gözlemlemezken, yalnızca nazal genişlikte istatistiksel olarak anlamlı bir artış tespit etmişlerdir. Benzer şekilde, Tindlund ve Rygh (157), çalışmalarında RME uygulamasının yumuşak doku analizlerinde önemli bir farklılık oluşturmadığını bildirmiştir.

Bununla birlikte, bazı çalışmalar RME'nin yumuşak dokular üzerindeki etkilerini ortaya koymaktadır. Karaman ve ark., RME sonrası üst çenenin ve kesici dişlerin öne doğru yer değiştirdiğini; bu hareketi yumuşak doku A noktasının takip ettiğini belirtmişlerdir (158). Dos Santos ve ark (159). ise, akrilik splintli RME aygıtı kullandıkları araştırmalarında tedavi başlangıcına kıyasla üst dudakta protrüzyon, alt dudakta retrüzyon ve alt yüz yüksekliğinde artış gözlemlemiş; ancak 6 aylık retansiyon periyodu sonunda bu değişimlerin başlangıç seviyelerine döndüğünü rapor etmişlerdir.

Benzer şekilde, Kılıç ve ark. (160) da, çapraz kapanışı olan bireylerde RME sonrası yumuşak doku değişikliklerini Holdaway analizi ile değerlendirmiştir. Burun ucu ve üst dudak pozisyonunda değişiklik saptanmamış, ancak mandibulanın aşağıya ve geriye doğru rotasyonundan dolayı fasiyal yumuşak doku açısında azalma, H açısında ise

artış kaydedilmiştir. Retansiyon süreci sonunda bu değişkenlerin normale döndüğü belirtilmiştir.

Nada ve ark. (161), yetişkin bireylerde uygulanan molar bantlı ve kemik destekli RME'nin orofasiyal yapı üzerindeki etkilerini KIBT ile incelemiş; elde ettikleri hacimsel verilere göre üst dudağın posteriora doğru hareket ettiğini ve yanak bölgesinde projeksiyon artışı oluştuğunu ortaya koymuşlardır.

Johnson ve ark. (162) ise, prepubertal ve postpubertal bireylerde RME'nin nazal bölge üzerine etkilerini araştırmışlardır. Alar kartilaj ile alar base arasındaki mesafede 1,5 mm'den az bir artış tespit etmişler ve bunun klinik açıdan anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca puberte öncesi ve sonrası uygulanan RME'nin nasal genişlik üzerindeki etkilerinde anlamlı bir fark bulunmamıştır.

2.4.7. Rapid Maksiller Ekspansiyon Sonrası Retansiyon ve Relaps

Rapid Maksiller Ekspansiyon sonrasında görülen relaps, maksillanın iskeletsel yapı ve dişlerin tedavi öncesindeki konumlarına geri dönme eğilimini ifade eder. Bu durum, bir dizi biyomekanik ve anatomik faktörle ilişkilidir. Maksillanın komşu kemiklerle bağlantı noktalarında kalan rezidüel kuvvetler, çevre kas yapılarının kuvvetli olması, retansiyon sürecinde yeterli kemik oluşumunun sağlanamaması, zigomatik kemikteki direnç, maksilla etrafındaki süturların deformasyona karşı direnci, gerilmiş mukoperiosteumun elastikiyet baskısı ve okluzal kuvvetlerin varlığı gibi etkenler, relaps gelişimine zemin hazırlayabilmektedir (5,78,80,83).

Zimring ve Isaacson, aktif genişletme fazı sonrasında ortamdaki rezidüel kuvvetlerin, aparey çıkarıldıktan sonra yaklaşık %20 oranında relapsa yol açabileceğini bildirmiştir (78). Bu nedenle, bazı çalışmalar aşırı düzeltme stratejisi benimseyerek üst posterior dişlerin palatal tüberküllerinin, alt posterior dişlerin bukkal tüberkülleriyle temas edecek şekilde konumlandırılmasını önermektedir (9,76,163).

Relaps üzerine yapılan araştırmalarda, farklı retansiyon yöntemleri ve sürelerinin etkileri değerlendirilmiştir. Hicks, retansiyon uygulanmayan olgularda genişletme sonrası üç hafta içinde ark genişliğinin %45'inin, 47 hafta sonunda ise %69'unun kaybedildiğini göstermiştir. Buna karşın sabit aparey kullanılan grupta %10-23; hareketli aparey kullanılan grupta ise %22-25 oranında relaps meydana gelmiştir (69). Benzer şekilde Krebs, sabit retansiyonla dental ark genişliği korunabilse de, infrazigomatik bölgede

yerleştirilen minividalar arası mesafenin 3 ay içinde %10-15 oranında azaldığını rapor etmiştir. Hareketli apareylerin kullanıldığı olgularda ise yaklaşık 15 ay sonra elde edilen infrazigomatik genişliğin %70'inin korunduğu bildirilmektedir (142).

Mossaz-Joelson ve Mossaz, 8-12 yaş grubunda bantlı ve akrilik destekli minne apareyiyle gerçekleştirdikleri genişletme sonrasında, 12 haftalık retansiyon süreci sonunda %30 oranında relaps tespit etmişlerdir (164). Buna karşılık, Herberger 11 yaş ortalamasına sahip 55 hastada Haas apareyiyle yapılan RME sonrası 6 yıllık takipte ark genişliğinin %85-94 oranında stabil kaldığını belirtmiştir (165).

Haas, uzun süre retansiyonda tutulan vakalarda alt arkta 4-5 mm, üst arkta ise 9-12 mm'lik kazanımların tam olarak korunduğunu bildirmiştir (30). Ekstrom ve arkadaşları ise yavaş genişletme protokolü sonrası midpalatal süturdaki mineralizasyonu incelemiş ve ilk ayda mineralizasyonun büyük ölçüde tamamlandığını, 3 ay sonunda ise ölçüm bölgelerinin mineral içeriğinde fark görülmediğini rapor etmiştir (166).

Proffit, sütural bölgede kemik rejenerasyonunun sağlanması adına genişletme apareyinin yaklaşık 3-4 ay boyunca ağızda sabit tutulmasını ve ardından tedavi boyunca kullanılmak üzere akrilik bir plağın uygulanmasını önermektedir (42). Benzer şekilde Bishara ve Staley, sabit retansiyon apareyinin en az 3-6 ay süreyle kullanılmasını tavsiye etmekte; elde edilen genişlik miktarı arttıkça bu sürenin de uzatılması gerektiğini vurgulamaktadır (5).

2.5. RAPİD MAKSİLLER EKSPANSİYON'DA İSKELETSEL ANKRAJIN KULLANIMI

Ortodontik tedavilerde geçici iskeletsel ankraj sistemlerinin kullanımı, ankraj kaybı riskini büyük ölçüde ortadan kaldırarak tedavi güvenliğini artırmıştır. Bu sistemler, doğrudan ya da dolaylı ankraj desteği sağlayarak ortodontik kuvvetlerin daha kontrollü iletilmesini mümkün kılar. Kemiğe transosseoz, subperiostal veya endosteoz yöntemlerle yerleştirilebilen bu sistemlerin stabilizasyonu mekanik ya da biyokimyasal yollarla sağlanabilir (167).

Minivida uygulamaları için uygun anatomik bölgeler, kadavralar üzerinde yapılan çalışmalarla belirlenmiştir. Maksillada infrazigomatik krest, alveoler proses, damak, infranazal spina ve retromolar bölge; mandibulada ise retromolar alan, alveoler proses ve

simfiz bölgesi minivida yerleşimi için önerilmektedir. Bu bölgelerin tercih edilmesinde, yeterli kemik hacmi ve güvenli kortikal yapılar belirleyici rol oynamaktadır (168).

Minividaların primer stabilitesi açısından kortikal kemik kalınlığı büyük öneme sahiptir. Kalın kortikal tabakalar, minividaların daha iyi tutunmasını ve uzun dönem başarısını desteklemektedir (169). Özellikle palatinal bölgede, birinci ve ikinci premolar dişlerin bulunduğu alan, hem kortikal kalınlık hem de kemik derinliği açısından minividalar için en uygun ve stabil bölge olarak bildirilmektedir (14).

Diş destekli geleneksel RME aygıtlarının oluşturduğu istenmeyen etkileri önlemek amacıyla, kemik destekli transpalatal distraktörler geliştirilmiştir. Ancak bu sistemler, cerrahi işlem gerektirmeleri, enfeksiyon ve kök hasarı riski taşımaları ve yüksek maliyetleri nedeniyle sınırlı kullanıma sahiptir (170). Bu dezavantajlar doğrultusunda, minivida destekli genişletme sistemleri geliştirilmiş ve doğrudan maksillaya kuvvet iletimi sağlayarak cerrahi gereksinimi ortadan kaldıran alternatifler olarak önerilmiştir. Diş destekli sistemlere kıyasla, bu apareylerde enfeksiyon ve kök hasarı riskinin daha düşük olduğu bildirilmiştir (171).

Bununla birlikte, bazı çalışmalar minivida destekli sistemlerde tüm kuvvetin kemik dokusuna iletilmesinin potansiyel zararlarına dikkat çekmiştir. Gedrange ve arkadaşları, bu sistemlerde en az iki minividanın kullanılması gerektiğini savunarak, yük dağılımının dengelenmesinin kemik hasarını azaltabileceğini belirtmiştir (172).

Lagravère ve ark. (114), adölesan dönemde üst çene genişletmesi ihtiyacı olan bireylerde yaptıkları çalışmada, kemik destekli RME aygıtları ile geleneksel diş destekli sistemleri karşılaştırmış ve her iki grupta elde edilen transversal, vertikal ve anteroposterior değişikliklerin benzer olduğunu saptamışlardır. Bu sonuçlar doğrultusunda, kemik ankrajlı sistemlerin geleneksel sistemlere etkili bir alternatif olabileceği sonucuna varmışlardır.

Minivida destekli RME sistemlerinin önemli bir avantajı da, aparey ağızdayken sabit ortodontik tedaviye devam edilebilmesidir. Bu sayede genişletme ya da pekiştirme fazlarında seviyeleme ve hizalama gibi aşamalar kesintiye uğramadan sürdürülebilir. Klinik gözlemler, MARPE sistemlerinin, diş destekli hyrax cihazlarına kıyasla birçok istenmeyen etkinin önüne geçebildiğini ortaya koymaktadır.

2.6. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Sonlu Elemanlar Analizi, özellikle mühendislik alanında yapıların gerilme ve gerinme gibi mekanik davranışlarını değerlendirmek amacıyla geliştirilmiş güçlü bir bilgisayar simülasyon tekniğidir. Bu yöntem, karmaşık sistemleri daha küçük ve yönetilebilir parçalara (elemanlara) ayırarak, yaklaşık fakat gerçeğe oldukça yakın sonuçlar elde etmeye dayanır (173,174).

İlk olarak 1956 yılında uçak endüstrisinde kullanılmaya başlanan SEA, günümüzde inşaat, makine ve otomotiv mühendisliği gibi pek çok alanda yaygın şekilde uygulanmaktadır (175). Sayısal yöntemlerin kullanıldığı bu analiz biçimi; yer değiştirme, sıcaklık dağılımı, gerilme ve gerinme gibi fiziksel parametreleri tanımlayan diferansiyel ya da integral denklemlerin yaklaşık çözümlenmesine olanak tanır. Başlangıçta sadece uçakların karmaşık yapılarındaki gerilmelerin incelenmesi amacıyla geliştirilen bu yöntem, zamanla ısı transferi, akışkanlar mekaniği, elektromanyetizma, akustik ve biyomekanik gibi farklı disiplinlerde de uygulanmaya başlanmıştır (173,174).

Diş hekimliğinde SEA'nın ilk kullanımı Ledley ve Huang'ın (176) 1968 yılında gerçekleştirdikleri çalışmaya dayanmaktadır. Bu çalışmada, matematiksel modeli oluşturulan bir dişe farklı yönlerden kuvvet uygulanarak, bu kuvvetlerin çevre kemik dokusunda oluşturduğu gerilmeler incelenmiştir. Ortodontide SEA'nın kullanımı ise 1971 yılında Davidian'ın (177), üst orta kesici dişin teorik rotasyon merkezini saptamak amacıyla gerçekleştirdiği çalışmayla başlamıştır. Bu çalışmada dişe uygulanan kuvvetin periodonsiyum üzerindeki etkileri ve direnç merkezinin konumu değerlendirilmiştir. Bunu takiben 1973 yılında Thresher ve Saito (178), dişlerde oluşan stres dağılımlarını SEA ile analiz etmişlerdir. Bu gelişmelerle birlikte SEA, diş, PDL, alveol kemiği ve dental implant gibi birçok anatomik yapının biyomekanik davranışlarını incelemek için yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (179).

Ortodontide sonlu elemanlar stres analiz yöntemi; ortodontik kuvvetlerin dişler, PDL ve alveol kemiği üzerindeki etkilerini değerlendirmek, farklı ortodontik apareylerin biyomekanik özelliklerini karşılaştırmak, ortopedik kuvvet uygulayan cihazların kraniofasiyal yapılar üzerindeki etkilerini belirlemek ve RME'de kullanılan aygıtların iskeletsel etkilerini analiz etmek amacıyla kullanılmaktadır (21,180–182). Ayrıca ankraj amacıyla kullanılan minividaların çevresinde oluşan stres dağılımlarını değerlendirmede de önemli bir yöntem olarak yer almaktadır (183).

2.6.1. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar

2.6.1.1. Kuvvet: Duran bir cismi harekete geçiren, hareket eden bir cismi durduran veya cisimlerin şekil, yön ya da doğrultularında değişikliğe yol açan etkidir.

Fizikte tüm nicelikler, skaler ve vektörel olmak üzere iki ana grupta incelenir. Sadece büyüklük ve birimle tanımlanabilen nicelikler skaler büyüklük olarak adlandırılırken; yön, doğrultu ve büyüklüğe sahip olanlar ise vektörel büyüklüklerdir (184). Bu bağlamda kuvvet, vektörel bir büyüklüktür ve belirli bir yönü, doğrultusu, süresi ve şiddeti vardır (185).

Uluslararası Birim Sistemi (*Système International d'Unités*) (SI)'nde kuvvet birimi Newton olarak tanımlanır. Ancak ortodonti literatüründe kuvvet genellikle gram-kuvvet cinsinden ifade edilir ve yaygın olarak gram olarak belirtilir. 1 Newton, yaklaşık olarak 101,97 gram kuvvete eşittir (184).

Kuvvetler, etki alanlarına göre dış ve iç kuvvetler olarak ikiye ayrılır. Bir cisme başka bir cisim tarafından uygulanan etkiye dış kuvvet denir; cismin kendi yapısı içerisindeki parçalar arasında meydana gelen etki ve tepkiler ise iç kuvvetleri oluşturur. Biyomekanik açıdan değerlendirildiğinde, dişe uygulanan bir dış kuvvet önce PDL'ye, ardından alveolar kemiğe iletilir. Bu iletim sürecinde çeşitli iç kuvvetler ortaya çıkar (184,186).

2.6.1.2. Homojen cisim: Elastik özelliklerinin tüm noktalarında aynı olduğu, yani mekanik özelliklerin konuma bağlı olarak değişmediği yapılardır (174).

2.6.1.3. Eleman: Sonlu Elemanlar Analizinde oluşturulan fiziksel model, daha basit geometrik şekillere ayrılarak analiz edilir. Bu temel birimlere eleman adı verilir. Elemanlar; üçgen, dörtgen, paralelkenar gibi şekil türlerine; tek, iki veya üç boyutlu oluşlarına ve sahip oldukları düğüm noktası sayısına göre sınıflandırılır (174).

2.6.1.4. Rijit eleman: Üzerine kuvvet iletilmesine rağmen deformasyona uğramayan ve iç gerilme taşımayan yapılardır. Bu elemanlar, bağlı oldukları düğüm noktaları (nodlar) arasındaki mesafeyi sabit tutmak amacıyla kullanılırlar (174).

2.6.1.5. Düğüm noktası (*node*): Sonlu Elemanlar Analizinde, modelin bölünmesiyle oluşan her eleman belirli noktalar üzerinden birbirine bağlanır ve bu bağlantı noktalarına düğüm (*node*) adı verilir. Elemanlara ait yer değiştirmeler doğrudan bu düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerle ilişkilidir. Analiz sürecinde, düğüm noktalarının belirli bölgelerden sabitlenmesi gereklidir (187). Bu sabitlemeler sonucunda cebirsel denklem sistemleri elde edilir ve gerilme analizlerinde bu denklemler, düğümler arasındaki denge koşullarını ifade eder. Ele alınan problemin karmaşıklığına bağlı olarak yüzlerce hatta binlerce denklem oluşabilir ve bu sistemlerin çözümü genellikle bilgisayar destekli yazılımlar aracılığıyla gerçekleştirilir (174).

2.6.1.6. Ağ yapısı (*mesh*) oluşturma: Sonlu Elemanlar Analizinde düğüm noktaları ve elemanların koordinatları, ağ (*mesh*) oluşturma işlemiyle tanımlanır. Mesh, analiz yazılımları tarafından otomatik şekilde üretilebildiği gibi, kullanıcı tarafından da manuel olarak oluşturulabilir. Minimum kullanıcı girdisiyle yazılım, düğüm noktalarının konumlarını ve elemanların sıralamasını uygun biçimde belirler ve numaralandırır. Bununla birlikte, kullanıcı bazı bölgelerde daha yoğun, bazı bölgelerde ise daha seyrek eleman yerleşimi yapılmasına karar verebilir. Bu süreçte esas amaç, seçilen eleman türleriyle modelin olabildiğince doğru ve verimli şekilde bölünmesini sağlamaktır (188).

Mesh oluşturma işleminde modeller sonlu sayıda elemanlara ayrılır. Özellikle geometrik veya yapısal değişimin fazla olduğu kritik bölgelere daha yoğun eleman yerleştirilmesi tercih edilir. Mesh işlemini takiben, modelin nereden sabitlendiği ve kuvvetin hangi noktalardan uygulandığı sınır şartları ile tanımlanır. Analizin doğruluğunu

artırmak amacıyla eleman sayısı, eleman tipi veya mesh üretim yöntemi değiştirilerek yeniden meshleme yapılabilir ve çözüm tekrarlanabilir (187).

2.6.1.7. Sınır şartları (*boundary conditions*): Bir modeldeki gerilmeler ve yer değiştirmelerle (deplasman) ilgili kısıtlamaları ifade eder. Bu şartlar, cismin hangi bölgelerden sabitlendiğini ve kuvvetin hangi noktalardan uygulandığını tanımlar (187).

2.6.1.8. Gerilme (*stress*): Bir cisme kuvvet uygulandığında, bu dış kuvvete karşı cismin içinde birim alana düşen tepki kuvveti oluşur. Oluşan bu iç kuvvet, dış kuvvetle aynı büyüklükte ancak zıt yöndedir ve tüm yüzeye yayılır. Bu durumda gerilme, birim alana etki eden kuvvet olarak tanımlanır ve Gerilme = Kuvvet / Alan formülü ile ifade edilir (189).

Gerilmenin birimi SI birim sistemine göre Pascal (Pa veya N/m^2) olmakla birlikte, diş hekimliğinde değerlendirilen yapıların küçük boyutları nedeniyle genellikle Megapascal (MPa veya N/mm^2) birimi tercih edilir. 1 MPa, 10^6 N/m^2'ye eşittir.

Kuvvetin farklı yönlerden uygulanması sonucunda, cismin içinde birden fazla gerilme türü aynı anda oluşabilir. Temel gerilme tipleri şu şekilde sınıflandırılır (190).

- Çekme gerilmesi (*tensile stress*): Zıt yönlü ve aynı doğrultudaki kuvvetlerin cismi moleküler düzeyde birbirinden uzaklaştırmaya çalışması sonucu oluşur.
- Basma gerilmesi (*compressive stress*): Zıt yönlü kuvvetlerin cismi sıkıştırarak molekülleri birbirine yaklaştırmasıyla meydana gelir.
- Kayma gerilmesi (*shear stress*): Farklı düzlemlerdeki iki zıt yönlü kuvvetin, cismi yüzeye paralel şekilde etkilemesi sonucu oluşur; bu durumda moleküller birbiri üzerinde kayma eğilimi gösterir.

2.6.1.9. Asal gerilmeler (*principal stress*): Tüm düzlemlerde kayma (makaslama) gerilmelerinin sıfır olduğu ve yalnızca yüzeye dik doğrultuda etki eden normal gerilmelerle tanımlanan gerilmeler, asal gerilmeler (*principal stress*) olarak adlandırılır. Bu gerilmeler; maksimum, ara ve minimum asal gerilme olmak üzere üç grupta incelenir. Ancak pratikte, çoğu zaman tek bir gerilme tipi değil, bu asal gerilmelerin bir arada görüldüğü bileşik gerilme durumu söz konusudur (191,192).

- Maksimum asal gerilme: Pozitif işaretlidir ve en yüksek çekme gerilmesini ifade eder.
- Minimum asal gerilme: Negatif işaretlidir ve en yüksek basma (sıkışma) gerilmesini temsil eder.

Analiz sonuçlarında pozitif değerler çekme etkisini, negatif değerler ise basma etkisini göstermektedir. Bir düğüm noktasında, mutlak değeri en büyük olan asal gerilme, o bölgede baskın olan gerilme türü olarak kabul edilir (193).

2.6.1.10. Von Mises gerilmesi: Belirli bir kuvvet uygulanan yapılarda iç gerilme dağılımının değerlendirilmesinde kullanılan bir kriterdir. Bu değer, bir yapının belirli bir noktasındaki iç enerjinin kritik bir eşiği aşması durumunda, o bölgede plastik şekil değişikliğinin başlayacağı varsayımına dayanır. Von Mises gerilme analizi, gerilmenin yapıda nasıl dağıldığını ve hangi bölgelerde yoğunlaştığını görselleştirmek amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır (180,192).

2.6.1.11. Gerinim (şekil değiştirme, *strain*): Bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda meydana gelen birim boyuttaki şekil değişikliğidir. Gerilmenin varlığı genellikle beraberinde gerinimi de getirir (194). Gerinim, herhangi bir kuvvet birimi taşımaz; bu yönüyle gerilmeden ayrılır. Gerilme bir vektörel büyüklük iken, gerinim skaler bir niceliktir (174,189).

Hooke Kanunu, belirli elastik sınırlar içerisinde gerilme ile gerinim arasında doğrusal bir ilişki olduğunu ifade eder. Gerinim, "boyuttaki değişim / orijinal boyut" şeklinde formüle edilir. Cisimler uygulanan kuvvet etkisiyle iki farklı biçimde şekil değiştirebilir: elastik deformasyon, kuvvet kaldırıldığında cismin eski formuna dönmesini; plastik deformasyon ise kalıcı şekil değişikliğini ifade eder (49).

2.6.1.12. Elastiklik-viskoelastiklik: Bir cismin, uygulanan kuvvet kaldırıldığında eski formuna dönebilme yeteneği elastiklik olarak tanımlanır. Elastik materyaller, belirli bir yük sınırı altında şekil değiştirir; yük ortadan kalktığında ise gecikme olmaksızın orijinal şekillerine geri dönerler. Buna karşın viskoelastik materyaller, deformasyon sırasında hem elastik hem de akışkan (visköz) özellikler sergiler. Bu materyaller, visköz yapıları nedeniyle zamanla artan bir deformasyon (gerinim) gösterirler ve yük ortadan kalktıktan sonra orijinal hallerine yavaş bir şekilde dönerler (191,195).

2.6.1.13. Elastiklik modülü (elastisite modülü, Young Modülü): Elastik sınırlar içinde gerilmenin gerinime oranını ifade eder ve bir cismin mekanik dayanıklılığını gösteren temel parametrelerden biridir. Birimi GPa (Gigapaskal) olarak tanımlanır (185). Bu modülün yüksek olması, materyalin daha sert olduğunu ve uygulanan aynı kuvvet altında daha az deformasyon gösterdiğini ifade eder (189).

2.6.1.14. Poisson oranı: Bir cisme elastik sınırlar içinde çekme veya basma kuvveti uygulandığında, yük doğrultusunda meydana gelen boy değişimi ile bu yüke dik doğrultuda oluşan en kesitindeki boyut değişimi arasındaki oranın ifadesidir. Örneğin, bir cisme çekme kuvveti uygulandığında yük doğrultusunda bir uzama gerçekleşirken, bu yüke dik doğrultularda bir daralma gözlenir. Poisson oranı, her malzeme için karakteristik bir değer olup genellikle 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve elastisite modülü gibi malzemenin ayırt edici mekanik özelliklerinden biridir (196).

2.6.1.15. İzotropi ve anizotropi: İzotropi, bir malzemenin tüm yönlerde aynı elastik özellikleri sergilemesi durumudur (173). İzotrop yapılar, farklı doğrultulardan uygulanan çekme, basma veya makaslama gerilmelerine karşı benzer elastik modüller gösterirler. Buna karşılık anizotrop yapılar, yön bağımlı mekanik özelliklere sahiptir ve farklı doğrultularda farklı elastisite modülleri gösterirler (197,198).

2.6.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

- Katmanlı yapılarda, her bir katmanın fiziksel özellikleri ile katmanlar arası bağlantılar gerçekçi şekilde modellenebilir (199).

- Karmaşık geometriye sahip nesneler ile farklı malzeme özelliklerine sahip yapılar analiz edilebilir; böylece gerçek sisteme oldukça yakın modeller elde edilebilir (199).
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temas koşulları doğru bir şekilde tanımlanabilir (199).
- Gerilme, gerinim ve yer değiştirme gibi mekanik parametreler yüksek doğrulukla hesaplanabilir (199).
- Yalnızca mekanik sistemlerle sınırlı kalmaksızın, ısı transferi ve manyetik alan gibi farklı fiziksel sistemlerin analizinde de kullanılabilir (199).
- Karmaşık yapıların analizinde, analitik ve deneysel yöntemlere kıyasla daha hassas sonuçlar sağlayabilir (196).
- Modelin geometrisi, sınır şartları, yükleme yönü ve büyüklüğü gibi parametreler kolaylıkla değiştirilerek analiz tekrarlanabilir (173,196).
- Prototipi üretilemeyen veya fiziksel olarak tehlikeli olabilecek sistemlerin sanal ortamda güvenli şekilde simülasyonunun yapılmasına olanak tanır (173).

2.6.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları

- Gerçek dünya koşullarının katı modeller üzerinde eksiksiz şekilde uygulanması; kullanılan bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar yazılımlarının işlem kapasitesi ile sınırlıdır (200).
- Malzemelerin izotropi, homojenlik ve elastiklik gibi özelliklerinin varsayımsal olarak tanımlanması, analizlerde malzemenin birebir temsil edilmesini zorlaştırmaktadır (199).
- Ağız içi ortamda yapılar çoğunlukla dinamik yükler altında bulunduğundan, bu yapıları analiz etmek için statik yerine dinamik simülasyonlara ihtiyaç duyulur. Ancak sonlu elemanlar yöntemiyle dinamik analiz yapmak mümkün olsa da, bu süreç karmaşık ve zorludur (199).
- Analizi gerçekleştirecek kişinin hem yazılım bilgisi hem de mekanik sistemler hakkında ileri düzeyde bilgiye sahip olması gereklidir. Ayrıca bu işlemler için yeterli zaman ve teknolojik altyapı da şarttır (199).

- Analizin doğruluğu, malzemenin modele tanıtılan fiziksel özelliklerinin gerçek değerlerine ne kadar yakın olduğuna bağlıdır. Bu nedenle, fiziksel parametrelerin sisteme hassas ve eksiksiz bir şekilde tanıtılması büyük önem taşımaktadır (199).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, maksiller genişletme için kullanılan minivida destekli apareylerin farklı sütural maturasyon dönemlerinde çevre dokularda oluşturduğu biyomekanik etkiler araştırılmıştır. Farklı maturasyon düzeylerini temsil eden üç boyutlu modeller üzerinde, 2 ve 4 minivida destekli RME apareyleri kullanılarak uygulanan genişletme kuvvetlerinin; dişler, PDL, maksiller kemik, midsagittal sütur, minividalar ve aparey üzerindeki stres ve gerilme dağılımları SEA yöntemiyle değerlendirilmiştir.

Ayrıca 1, 4 ve 6 numaralı dişlerin apeks ve kuron bölgelerindeki bileşke yer değiştirmeler; x, y ve z eksenlerindeki deplasman bileşenleri dikkate alınarak analiz edilmiştir. Tüm değerlendirmelerde statik lineer analiz yöntemi kullanılmıştır.

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Hamidiye Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu tarafından 21.05.2024 tarihinde onaylanan bu tez çalışması için, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Hamidiye Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 22.08.2024 tarihli ve 24/541 kayıt numaralı etik kurul onayı alınmıştır (Ek-1).

Çalışma, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ile Tinus Technologies iş birliği içerisinde gerçekleştirilmiştir.

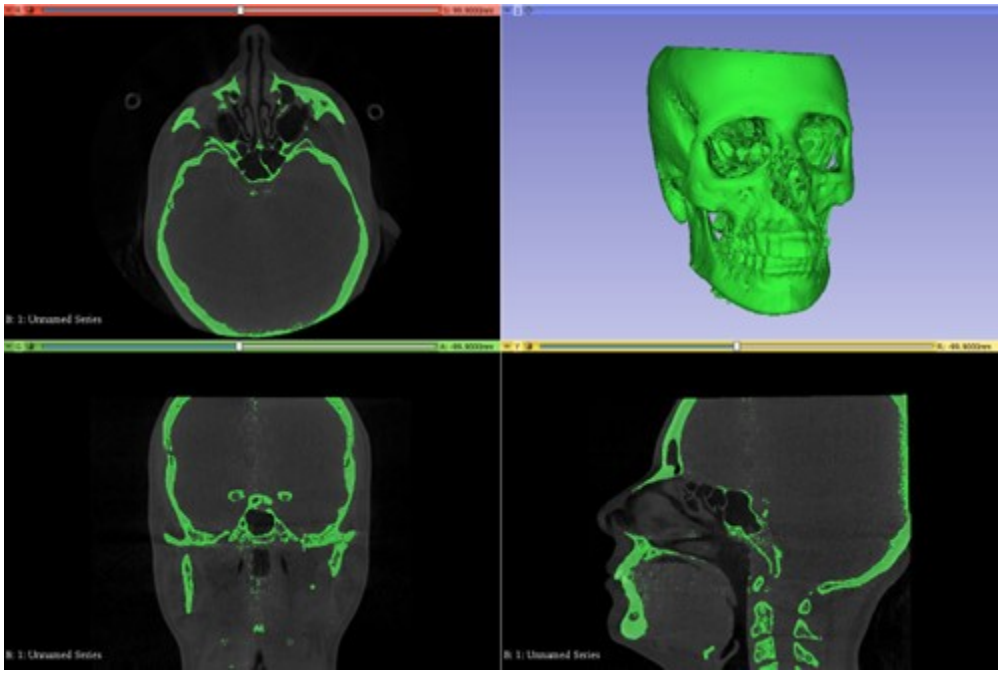
3.1. GEOMETRİK MODELLERİN OLUŞTURULMASI

Üç boyutlu ağ yapısının oluşturulması, düzenlenmesi ve matematiksel olarak uygun katı ağ (*mesh*) modeline dönüştürülmesi işlemleri; 2.40 GHz saat hızına sahip Intel Xeon E-2286 (Intel Corporation, Santa Clara, California, ABD) işlemcili ve 64 GB ECC belleğe sahip HP (HP Inc., Palo Alto, California, ABD) iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir. Üç boyutlu SEA modellerinin oluşturulması ve stres analizlerinin yürütülmesi de aynı donanım altyapısı kullanılarak tamamlanmıştır.

Çalışmada kullanılan kemik modeli, *Visible Human Project* (National Library of Medicine, Bethesda, Maryland, ABD) verilerinden elde edilmiştir. Tomografi verilerinden kemik ve diş modellerinin elde edilmesi 3D Slicer (Brigham and Women's Hospital, Boston, Massachusetts, ABD) yazılımı aracılığıyla yapılmış, bu verilerden stl formatındaki modeller oluşturulmuştur (Şekil 3.1).

Tersine mühendislik işlemleri ve üç boyutlu CAD modelleme çalışmaları Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi, ağ yapısının optimize edilmesi ve sonlu elemanlar ağı oluşturma işlemleri Altair HyperMesh (Altair Engineering Inc., Troy, Michigan, ABD) yazılımında yapılmıştır. Elde edilen sonlu elemanlar modellerinin çözüm süreci ise Altair OptiStruct çözücüsü (Altair Engineering Inc., Troy, Michigan, ABD) kullanılarak yürütülmüştür.



Şekil 3.1: Kemik dokusunun ayrıştırılması

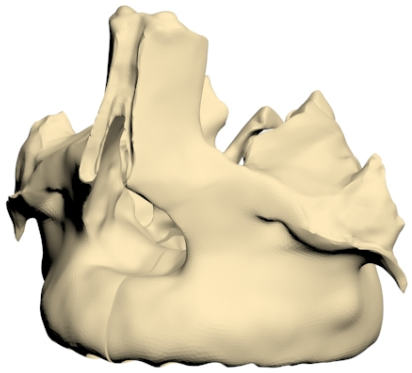
3.1.1. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Dişler ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan maksilla, mandibula, kemik ve diş modellerinin oluşturulması için tomografi verisi, 0,33 mm kesit kalınlığında rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) formatında 3D Slicer (Brigham and Women's Hospital, Boston, Massachusetts, ABD) yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki BT verileri, 3D Slicer yazılımında uygun Hounsfield (HU) değerlerine göre ayrıştırılmıştır (Threshold aralığı: 426,50-3193,04 HU (201)). İstenmeyen bölgeler ve artefaktlar yazılımın "*Erase*" ve "*Scissors*" araçları kullanılarak temizlenmiştir. DICOM verilerinin işlenmesi sürecinde en zor aşama, uygun threshold aralığının belirlenmesi ve

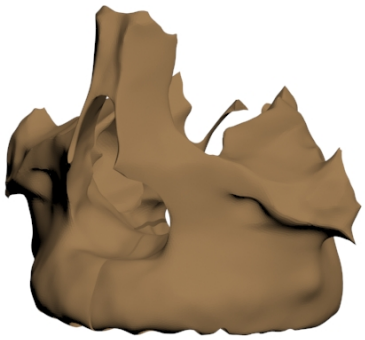
istenmeyen bölgelerin temizlenmesi olmuştur. Uygun segmentlere ayrılan veriler segmentasyon işlemiyle üç boyutlu modellere dönüştürülmüş ve bu modeller "stl" formatında dışa aktarılmıştır.

Elde edilen üç boyutlu modeller Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımına aktarılmış; burada maksilla kemik modeline içe doğru 1 mm ofset uygulanarak 1 mm kalınlığında kortikal kemik oluşturulmuştur. Ardından mandibula kemik modeline içe doğru 2 mm ofset uygulanarak 2 mm kalınlığında kortikal kemik elde edilmiştir (Şekil 3.2).

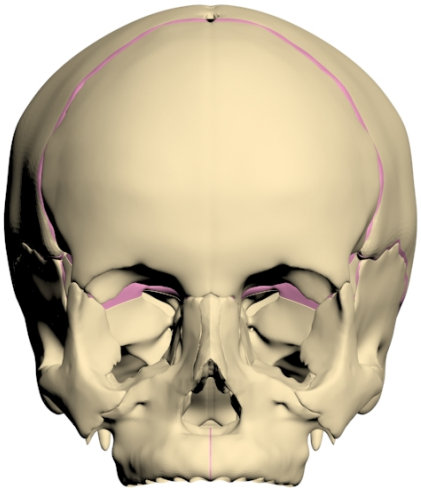
Kalınlıkları ayarlanan üç boyutlu maksilla ve mandibula kortikal kemiklerinin iç yüzeyleri referans alınarak trabeküler kemik modelleri oluşturulmuştur (Şekil 3.3). Kemik modelleri üzerinden, Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımında kesme yüzeyleri kullanılarak 0,5 mm kalınlığında perimaksiller sütur modelleri oluşturulmuştur (Şekil 3.4 ve Şekil 3.5). Dişlerin dış yüzeyleri referans alınarak 0,2 mm kalınlığında PDL tabakaları modellenmiştir (Şekil 3.6 ve Şekil 3.7). Hazırlanan tüm modeller, üç boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlanmıştır.



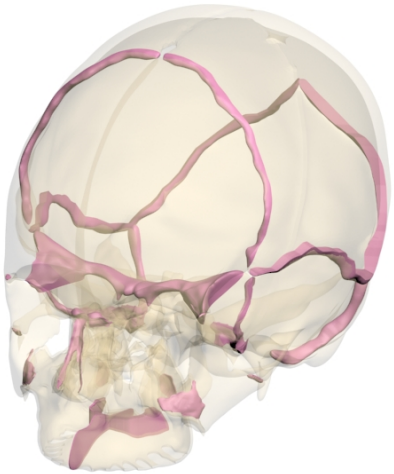
Şekil 3.2: Maksilla kortikal kemik modeli



Şekil 3.3: Maksilla trabeküler kemik modeli



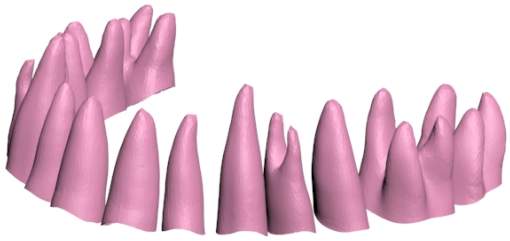
Şekil 3.4: Tüm kraniyum modeli



Şekil 3.5: Kraniyofasiyal süturların modeli



Şekil 3.6: Maksiller dişlerin modeli

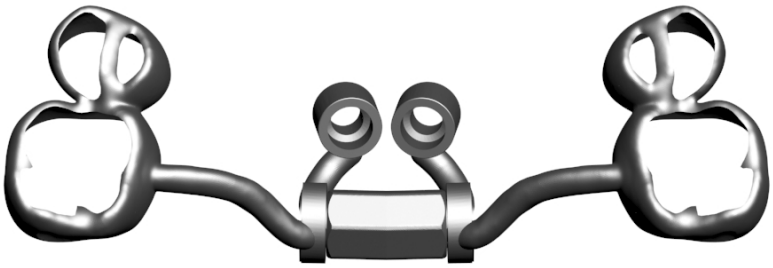


Şekil 3.7: Maksiller dişlerin Periodontal Ligamentlerinin modeli

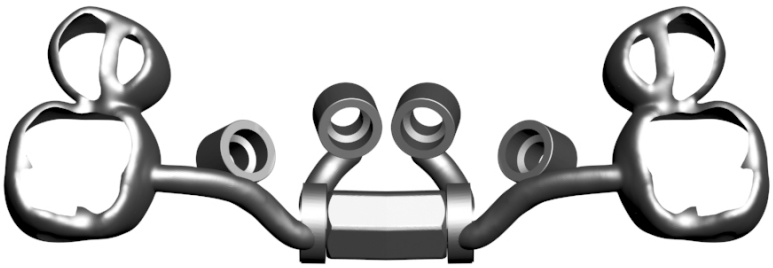
3.1.2. Hyrax Aygıtı ile Minividanın Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan iki (Şekil 3.8) ve dört (Şekil 3.9) minividalı Hyrax aygıtları, Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımında modellenmiştir. Minividalar, yivli kısımları kemiğin içerisinde kalacak şekilde 2×7 mm boyutlarında tasarlanmıştır (Şekil 3.10). Aparey, model üzerinde damağa temas edecek şekilde uygun pozisyonda konumlandırılmıştır (Şekil 3.11, Şekil 3.12 ve Şekil 3.13).

Modeller arasındaki kuvvet aktarımının doğru şekilde sağlanabilmesi amacıyla, Altair HyperMesh (Altair Engineering Inc., Troy, Michigan, ABD) yazılımında farklı bileşenlerin ağ yapıları arasında uyumlandırma işlemi gerçekleştirilmiştir.



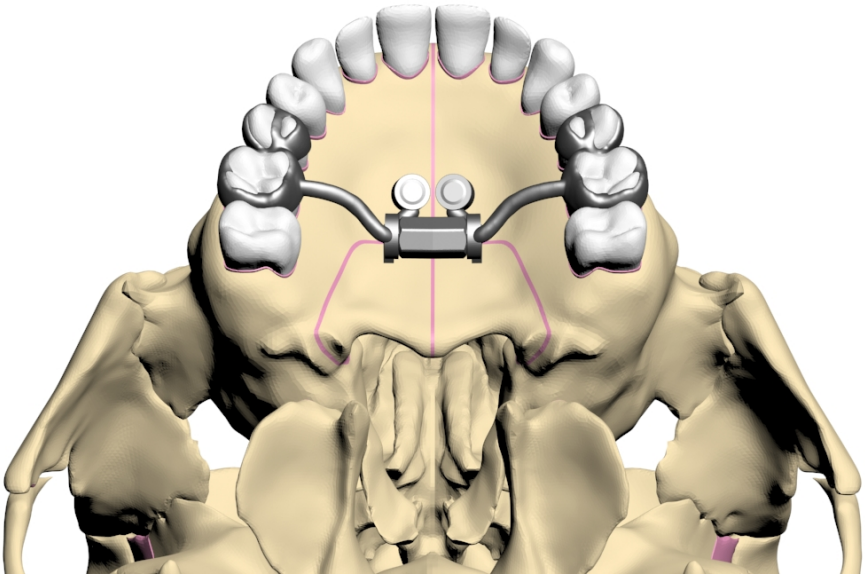
Şekil 3.8: Hyrax aygıtı modeli (2 mini vidalı)



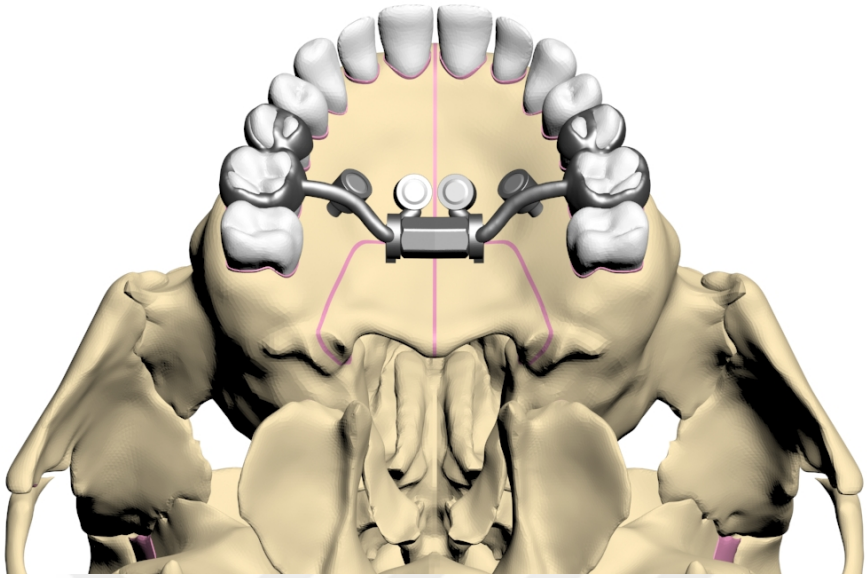
Şekil 3.9: Hyrax aygıtı modeli (4 mini vidalı)



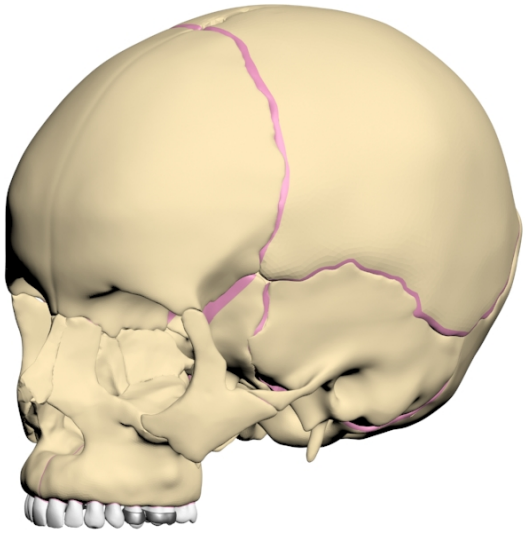
Şekil 3.10: Mini vida modeli



Şekil 3.11: Model 1 (2 mini vidalı hyrax aygıtı yerleştirilmiş)



Şekil 3.12: Model 2 (4 mini vidalı hyrax aygıtı yerleştirilmiş)



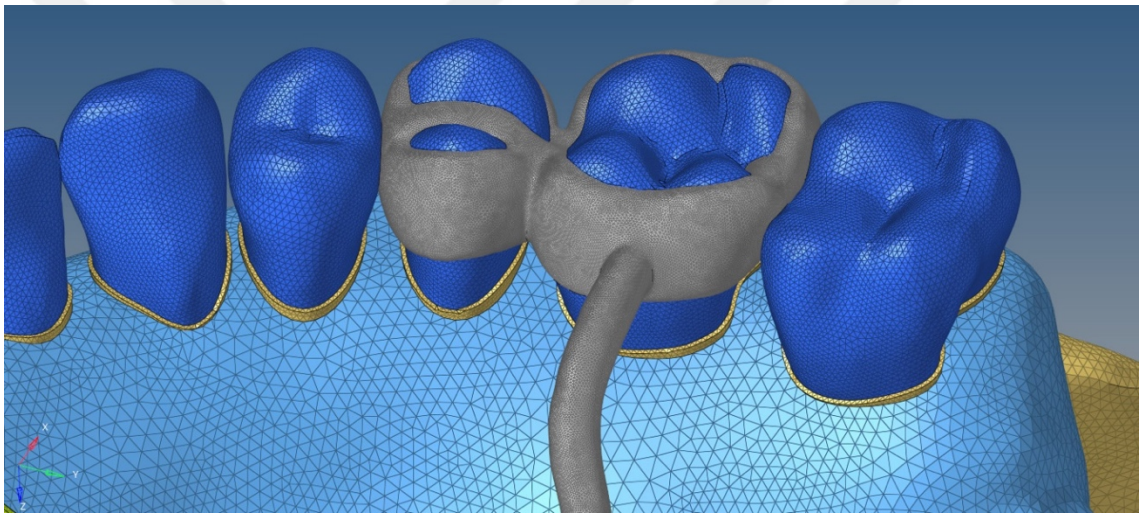
Şekil 3.13: Kraniyofasiyal süturlara ait görüntü (Hyrax aygıtı yerleştirilmiş)

3.1.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller Altair Hypermesh (Altair Engineering Inc., Troy, Michigan, ABD) yazılımıyla matematiksel

olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Çalışmada matematiksel modeller (mesh yapıları) oluşturulurken 0,1-0,25 mm aralığında oldukça hassas üçgen (*tria*) mesh boyutları kullanılmıştır. Tüm modellerin yüzey geometrileri öncelikle yüksek kalite kriterlerine uygun üçgen (*tria*) elemanlarla meshlenmiştir. Bu işlemin ardından, bu yüzey geometrileri hacimsel olarak düzgün dörtyüzlü (*tetrahedral*) elemanlarla meshlenerek analiz için gerekli katı sonlu eleman ağı oluşturulmuştur (Şekil 3.14)

Analizlerin yapılabilmesi için, Altair HyperMesh (Altair Engineering Inc., Troy, Michigan, ABD) yazılımında hazırlanan matematiksel modeller Altair Optistruct (Altair Engineering Inc., Troy, Michigan, ABD) çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 3.14: Matematiksel modelleme

3.1.4. Malzeme Tanımları

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (*lineer*) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özelliklerini sayısal olarak tanımlayan; elastiklik modülü (Young modülü) ve Poisson oranı değerleri daha önce yapılan çalışmalardan alınmıştır (Tablo 3.1) (16,202).

Tablo 3.1: Diş, çevre dokular ve kullanılan malzemelerin elastiklik modülüsü ve Poisson Oranları (16,202)

Malzeme	Elastik Modül (MPa)	Poisson Oranı
Sütur Açık	0,68	0,45
Sütur Kapalı	13700	0,3
Periodontal Ligament	1,18	0,3
Diş	20000	0,3
Kortikal Kemik	13700	0,3
Trabeküler Kemik	1370	0,3
Hyrax Aygıtı ve Mini Vida	110000	0,33

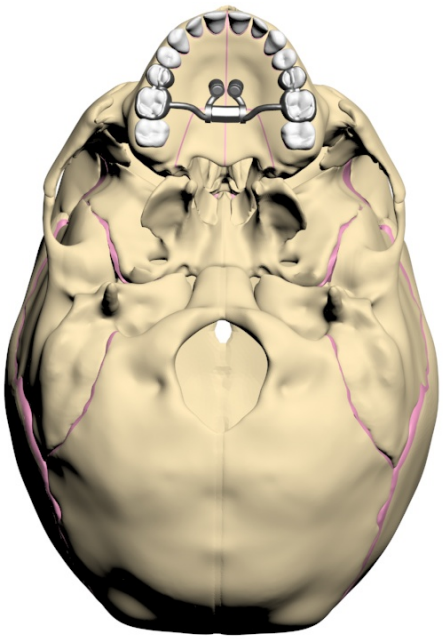
3.1.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm senaryolarda, ekspansiyon kuvvet uygulaması transversal (X ekseni) yönde 0,25 ve 5 mm olarak uygulanmıştır. Bu kuvvet, X ekseni boyunca her iki tarafa 0,25 ve 5 mm olacak şekilde simetrik olarak uygulanmıştır.

Modeller kemiğin foramen magnum 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. Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında on iki lineer statik analiz çözdürülmüştür.

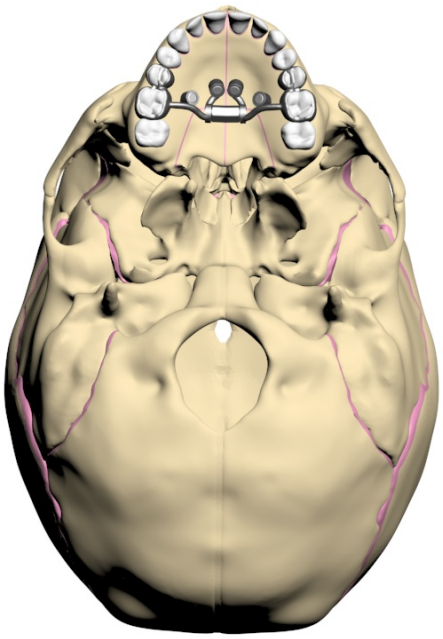
Planlanan tez çalışmasında çalışma modellerinin elde edilmesinin ardından, farklı kemikleşme dönemlerinin temsil edildiği modeller üzerinde farklı sayıda minivida desteği olan hibrit hyrax apareyleri uygulanmıştır.

1. Senaryo: Kraniyofasiyal bütün süturların olgunlaşmamış olduğu modele 2 minivida destekli RME apareyi yerleştirilecek ve 0,25 ve 5mm'lik deplasman tatbiki gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.15).



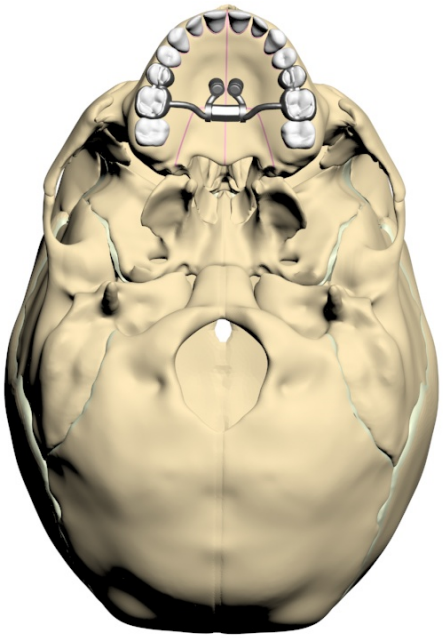
Şekil 3.15: 1. Senaryo modeli

2. Senaryo: Kraniyofasiyal bütün süturların olgunlaşmamış olduğu modele 4 minivida destekli RME apareyi yerleştirilecek ve 0,25 ve 5mm lik deplasman tatbiki gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.16).



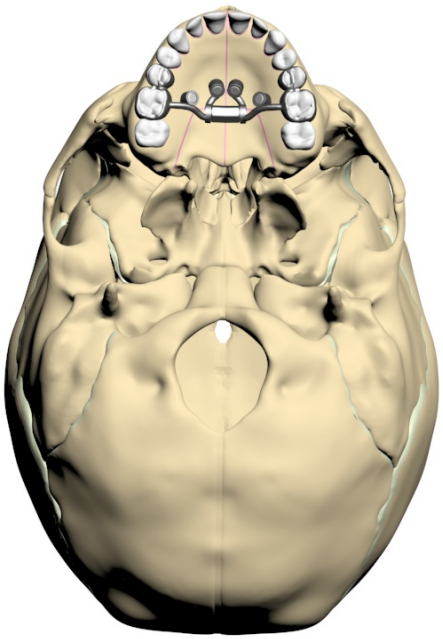
Şekil 3.16: 2. Senaryo modeli

3. Senaryo: Midpalatal ve midsagital sütur hariç kraniyofasiyal bütün süturların olgunlaşmış olduğu modele 2 minivida destekli RME apareyi yerleştirilecek ve 0,25 ve 5mm lik deplasman tatbiki gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.17).



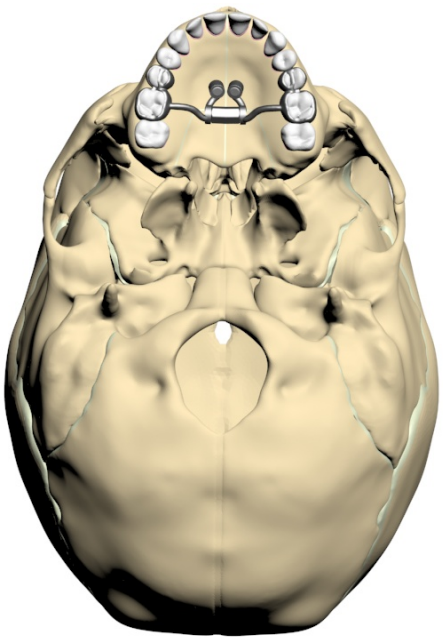
Şekil 3.17: 3. Senaryo modeli

4. Senaryo: Midpalatal ve midsagital sütur hariç kraniyofasiyal bütün süturların olgunlaşmış olduğu modele 4 minivida destekli RME apareyi yerleştirilecek ve 0,25 ve 5mm lik deplasman tatbiki gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.18).



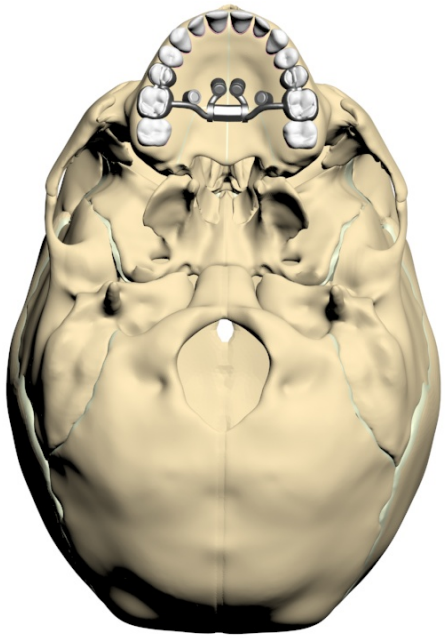
Şekil 3.18: 4. Senaryo modeli

5. Senaryo: Kraniyofasiyal bütün süturların olgunlaşmış olduğu modele 2 minivida destekli RME apareyi yerleştirilecek ve 0,25 ve 5mm lik deplasman tatbiki gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.19).



Şekil 3.19: 5. Senaryo modeli

6. Senaryo: Kraniyofasiyal bütün süturların olgunlaşmış olduğu modele 4 minivida destekli RME apareyi yerleştirilecek ve 0,25 ve 5mm lik deplasman tatbiki gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.20).



Şekil 3.20: 6. Senaryo modeli

Oluşturulan tüm senaryo modellerine 0,25mm ve 5 mm deplasman tatbiki uygulanmıştır.

0,25mm deplasman tatbiki sonucunda;

- Posterior dişlerde,
- PDL'de,
- Kemikte,
- Hyrax aygıtında,
- Minividada ve
- Midpalatal süturda meydana gelen Von Mises gerilme miktarları değerlendirilmiştir.

5mm deplasman tatbiki sonucunda 1, 4 ve 6 numaralı dişlerin kuron ve apekslerinde meydana gelen;

- X eksenindeki,
- Y eksenindeki,
- Z eksenindeki ve
- Bileşke yer değiştirme miktarları değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

Tez çalışmasında, maksiller genişletme için kullanılan minivida destekli apareylerin farklı sütural maturasyon dönemlerinde çevre yapılarda oluşturduğu değişikliklerin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu doğrultuda, 2 ve 4 minivida destekli hibrit hyrax apareyleri kullanılarak üç farklı sütural maturasyon dönemini içeren toplam altı senaryo oluşturulmuştur. Minividalar ve çevre dokularda meydana gelen gerilme ve yer değiştirme dağılımları, SEA yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Analiz kapsamında, 0,25 mm deplasman tatbiki sonucunda; posterior dişlerde, bu dişlerin PDL'lerinde, kemikte, apareyde, minividalarda ve midpalatal süturda oluşan Von Mises gerilmeleri değerlendirilmiştir. Ayrıca 5 mm deplasman tatbiki sonucunda; 1, 4 ve 6 numaralı dişlerin kuron ve apeks bölgelerinde meydana gelen X, Y ve Z eksenlerindeki yer değiştirmeler ve bileşke yer değiştirme değerleri ayrıntılı olarak incelenmiştir.

Bu bağlamda, gerilme değerleri megapascal (MPa), yer değiştirme değerleri ise milimetre (mm) cinsinden ifade edilmiştir. Elde edilen sonuçlar, görsel olarak daha anlaşılır hâle getirilmek amacıyla renk skalası kullanılarak sunulmuştur.

Von Mises gerilmelerinin gösterildiği görsellerde kırmızı renk yüksek gerilme bölgelerini, mavi renk ise düşük gerilme bölgelerini temsil etmektedir.

Yer değiştirme analizlerinde kullanılan koordinat sistemi aşağıdaki şekilde tanımlanmaktadır:

- X ekseni, posterior dişler için bukkopalatinal doğrultuyu, anterior dişler için mezyodistal doğrultuyu;
- Y ekseni, posterior dişler için mezyodistal doğrultuyu, anterior dişler için bukkopalatinal doğrultuyu;
- Z ekseni ise tüm dişler için okluzogingival doğrultuyu göstermektedir.

Yönsel değerlendirmelerde ise:

- X ekseninde pozitif (+) değerler posterior için bukkal, anterior için distal; negatif (-) değerler posterior için palatinal, anterior için mezyal yöndeki hareketi;

- Y ekseninde pozitif (+) değerler posterior için distal, anterior için bukkal; negatif (-) değerler posterior için mezyal, anterior için palatinal yöndeki hareketi;
- Z ekseninde pozitif (+) değerler gingivale (apikale), negatif (-) değerler ise oklüzale (insizale) doğru olan hareketi ifade etmektedir.

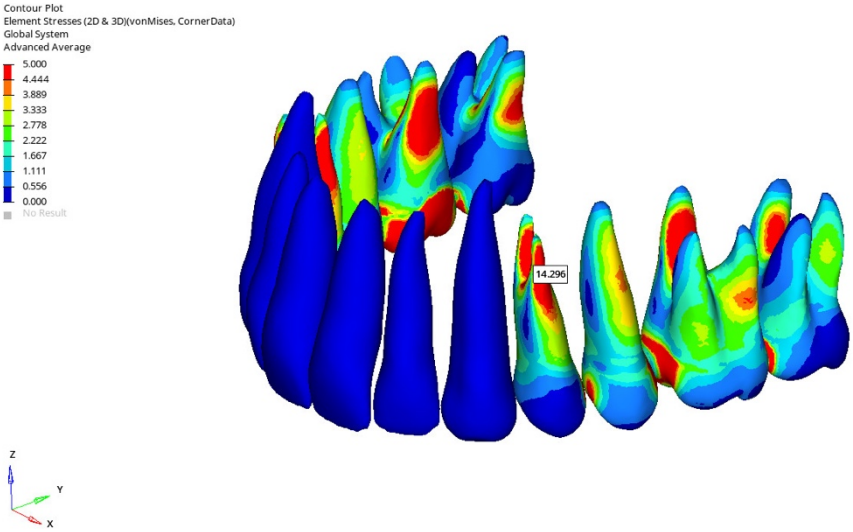
Eksene özgü (X, Y veya Z) yer değiştirmelerin gösterildiği görsellerde ise renkler, yer değiştirme büyüklüğüyle birlikte yönünü ifade etmektedir. Bu tür görsellerde kırmızı tonları pozitif yöndeki hareketleri, mavi tonları ise negatif yöndeki hareketleri göstermektedir.

Bileşke yer değiştirmelerin gösterildiği görsellerde renk skalası, tüm eksenlerdeki deplasmanların vektörel toplamını ifade etmektedir. Bu skalada kırmızı renk maksimum (yaklaşık 5 mm), mavi renk ise minimum (0 mm) yer değiştirme bölgelerini temsil etmektedir.

4.1. SENARYOYA AİT BULGULAR

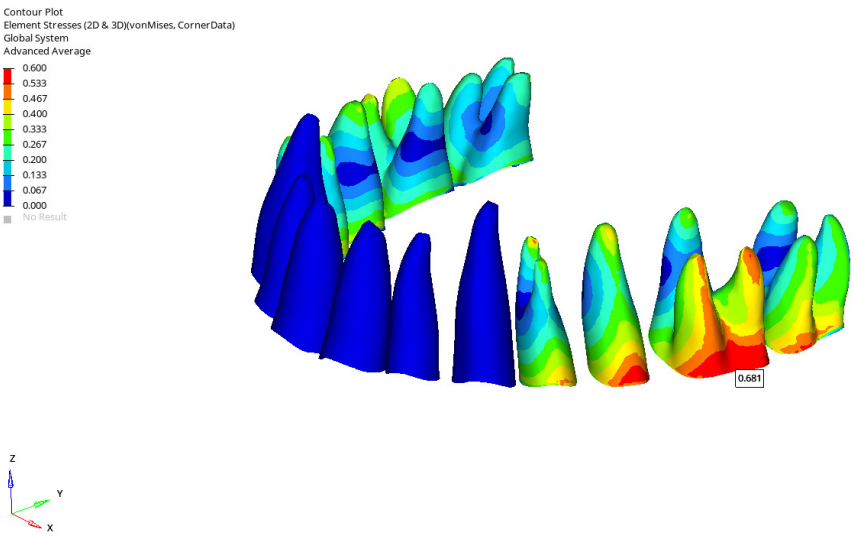
4.1.1. 0,25 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Von Mises Gerilme Bulguları

Kraniyofasiyal bütün süturların olgunlaşmamış olduğu modele 2 minivida destekli RME apareyi yerleştirilmiş ve 0,25'lik deplasman tatbiki sonrası dişlerdeki en yüksek gerilme 14,296 MPa ile 4 numaralı dişin apikal bölgesinde yoğunlaşmıştır. Hibrit Hyrax apareyinin posterior destek noktası olan 6 numaralı diş incelendiğinde, gerilmenin özellikle palatinal kök ve mezyal servikal bölgede yoğunlaştığı, ancak 4 numaralı dişe kıyasla daha düşük seviyelerde seyrettiği gözlenmiştir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1: Senaryo 1'de dişlere ait Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

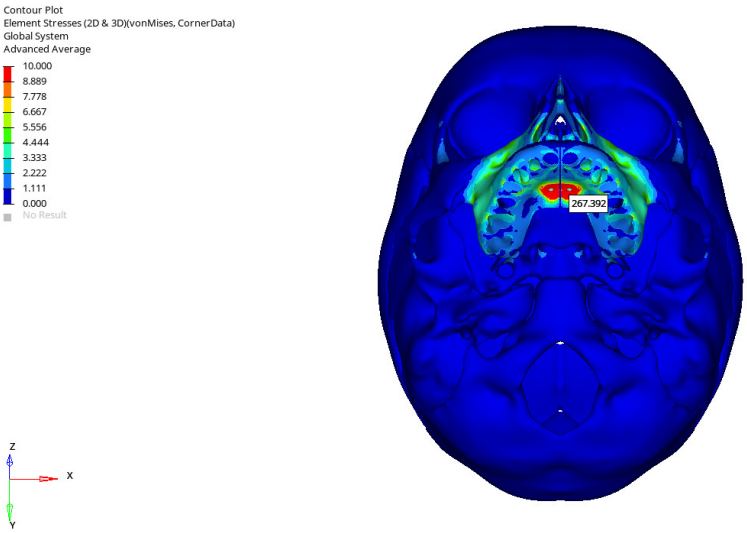
Periodontal Ligamentlerde gözlenen en yüksek Von Mises gerilmesi, 0,681 MPa değeriyle 6 numaralı dişin servikal bölgesinde yoğunlaşmıştır. Gerilmenin, apareyden kuvvet alan premolar ve molar dişlerin servikal bölgelerinde yoğunlaştığı, kök apeksine doğru ilerledikçe bu değerlerin azaldığı gözlenmiştir. Anterior bölgedeki dişlerin periodontal yapılarında ise gerilme birikiminin minimum düzeyde kaldığı saptanmıştır (Şekil 4.2).



Şekil 4.2: Senaryo 1'de Periodontal Ligamentlerdeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Maksiller kemik dokusu ve çevre süturlar üzerindeki gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 267,392 MPa ile midpalatal sütur bölgesinde, minividaların yerleşim alanına komşu alanda tespit edilmiştir.

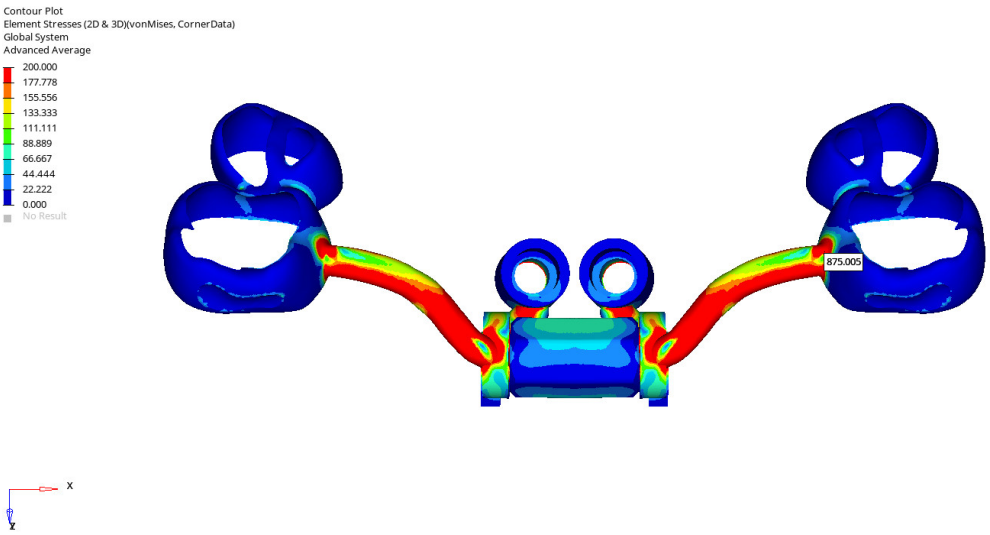
Gerilmenin ana odak noktası midpalatal sütur hattı boyunca izlenmiş olup, kuvvetin uygulandığı bu hattın çevresindeki palatinal kemik dokusunda gerilmenin yayıldığı gözlenmiştir. Buna karşın, genişletme merkezinden uzak olan zigomatik bölge ve diğer kraniyofasiyal yapılarda gerilme değerlerinin sönümlendiği ve minimum düzeyde olduğu saptanmıştır (Şekil 4.3).



Şekil 4.3: Senaryo 1'de maksiller bölgedeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Hyrax apareyi üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 875,005 MPa ile apareyin genişletme vidasını destek dişlerine ve minivida bağlantısına bağlayan metal kollar üzerinde tespit edilmiştir.

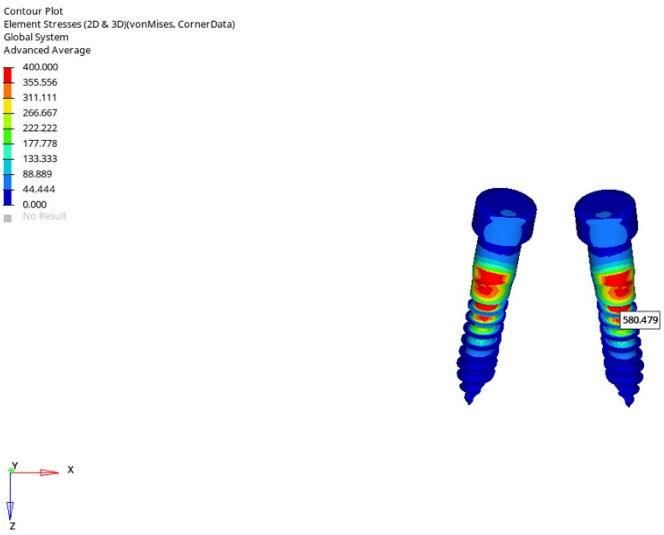
Gerilmenin, özellikle kuvvet iletimini sağlayan metal kolların büküm noktalarında ve diş bağlantı arayüzlerinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. Apareyin rijit gövdesini oluşturan orta kısımdaki vida mekanizması ve dişleri saran bant kısımlarında ise gerilme değerlerinin daha düşük seviyelerde (mavi ve yeşil tonlar) seyrettiği saptanmıştır (Şekil 4.4).



Şekil 4.4: Senaryo 1'de Hyrax apareyinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Minividalar üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 580,479 MPa ile minividaların boyun bölgelerinde tespit edilmiştir.

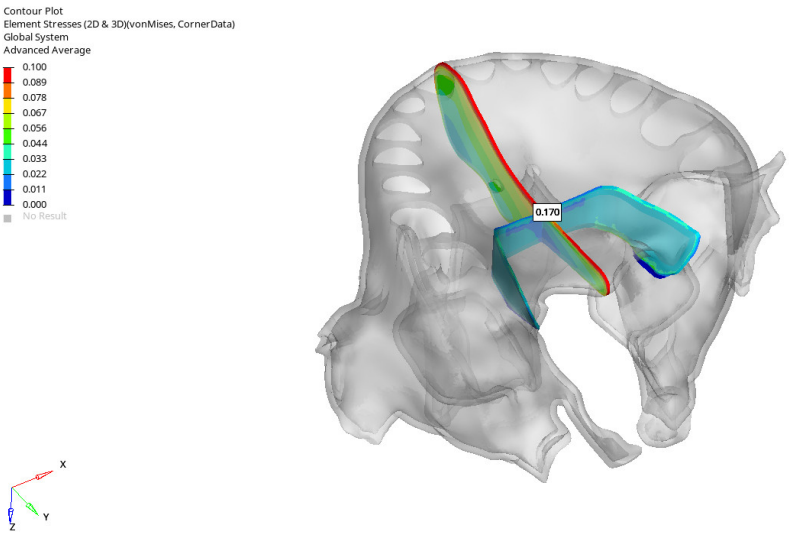
Gerilmenin, vidanın kortikal kemik seviyesine denk gelen boyun kısmı ve üst yivlerinde yoğunlaştığı (kırmızı ve sarı alanlar); buna karşın vida uçlarında ve vida başlarında gerilme değerlerinin minimum düzeyde olduğu saptanmıştır. Yüksek gerilme konsantrasyonunun boyun bölgesinde toplanması, kuvvet iletiminin en kritik noktasının kemik giriş seviyesi olduğunu göstermektedir (Şekil 4.5).



Şekil 4.5: Senaryo 1'de minividalarda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Midpalatal sütur üzerindeki gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 0,170 MPa ile sütural arayüzün merkez hattında tespit edilmiştir.

Gerilmenin, süturun anterior bölgesinden başlayarak posterior bölgesine kadar orta hat boyunca kesintisiz bir şerit halinde uzandığı gözlenmiştir. Sütural arayüzün tam birleşme hattında yoğunlaşan bu gerilmenin, süturun lateral kısımlarına doğru giderek azaldığı ve mavi tonların hakim olduğu düşük gerilme alanlarına dönüştüğü saptanmıştır (Şekil 4.6).



Şekil 4.6: Senaryo 1'de midpalatal sütur bölgesinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

4.1.2. 5 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Yer Değiştirme Bulguları

Senaryo 1'e ait transversal yöndeki yer değiştirmeleri temsil eden X ekseni bulguları incelendiğinde:

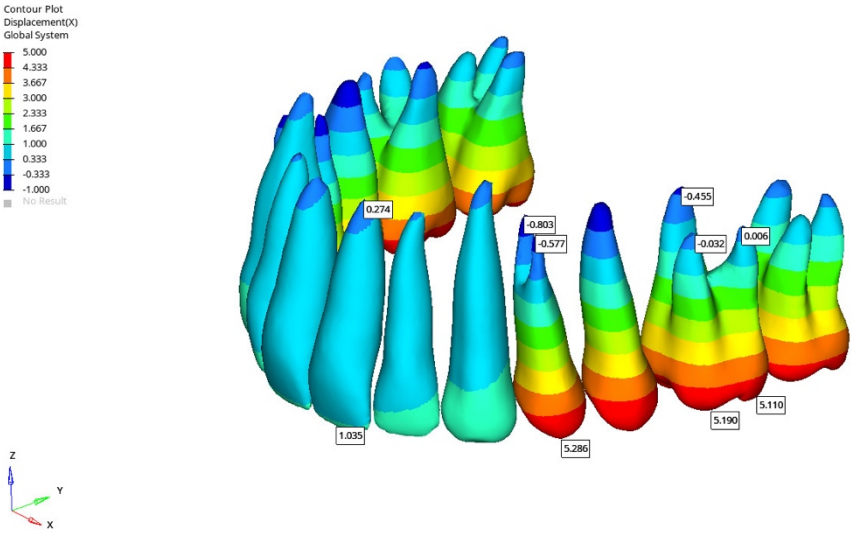
Bir numaralı dişte kuron bölgesinin +1,035 mm, kök ucunun ise +0,274 mm distal yönde yer değiştirdiği belirlenmiş; bu durum santral kesicide kuronun köke göre daha fazla distale yönelmesi sonucu bir miktar distal translasyona eşlik eden kontrollü distal tipping oluştuğunu ortaya koymuştur.

Dört numaralı dişte yer değiştirme dağılımı daha karmaşık olup, kuronun +5,286 mm ile belirgin bukkal hareket gösterdiği; buna karşılık bukkal kök apeksinde -0,557 mm, palatinal kök apeksinde ise -0,803 mm palatinal yönde yer değiştirme meydana geldiği saptanmıştır. Bu ters yönlü kuron-kök hareketleri, birinci premolarda kuvvetli bir kontrolsüz bukkal tipping paterni ortaya koymaktadır.

Altı numaralı dişte ise mezyobukkal ve distobukkal tüberküllerin sırasıyla +5,190 mm ve +5,110 mm bukkal yönde yer değiştirdiği, kök yüzeylerinde ise palatinal kök apeksinde -0,455 mm, mezyobukkal kök apeksinde -0,032 mm ve distobukkal kök apeksinde +0,006 mm olmak üzere minimal düzeyde deplasmanlar görüldüğü belirlenmiştir. Bu şekilde kuron ve kök yer değiştirme değerleri, birinci moların

genişleme kuvveti etkisiyle esas olarak bukkal yönde kontrolsüz tipping sergilediğini göstermektedir.

Tüm bu bulgular bir arada değerlendirildiğinde, X ekseni boyunca anterior dişlerde daha sınırlı kontrollü distal tipping içeren hareketler, posterior dişlerde belirgin kontrolsüz bukkal tippingin ön planda olduğu anlaşılmaktadır (Şekil 4.7).



Şekil 4.7: Senaryo 1'de X eksenine ait yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Senaryo 1'e ait sagittal yöndeki hareket bileşenlerini gösteren Y ekseni verileri değerlendirildiğinde:

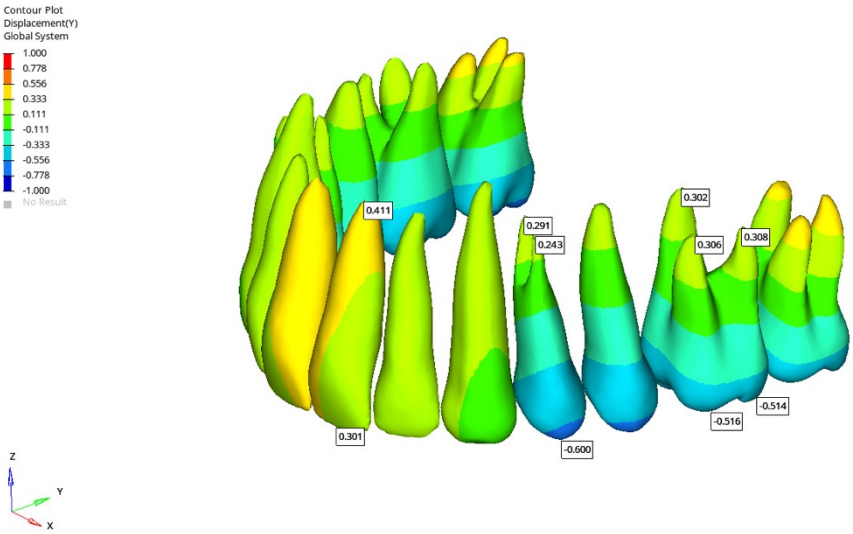
Bir numaralı dişte kuronun +0,411 mm, kök ucunun ise +0,301 mm palatinal yönde yer değiştirdiği belirlenmiş; kuron ve kökün aynı yönde ancak farklı şiddetlerde hareket etmesi, santral kesicide translasyona eşlik eden kontrollü palatinal tipping oluştuğunu göstermiştir.

Dört numaralı dişte ise kök apeksinin +0,243 mm ile distal yönde, kuronun ise -0,600 mm ile mezyal yönde yer değiştirdiği izlenmiştir. Kuron ve kökün zıt yönlere hareket etmesi, birinci premolarda belirgin bir kontrolsüz mezyal tipping paternini ortaya koymaktadır.

Ankraj ünitesi olan 6 numaralı dişte benzer bir tablo izlenmiştir. Molar dişte mezyobukkal ve distobukkal tüberküllerin sırasıyla -0,516 mm ve -0,514 mm mezyal yönde yer değiştirdiği; buna karşın palatinal, mezyobukkal ve distobukkal kök

apekslerinin sırasıyla +0,302 mm, +0,306 mm ve +0,308 mm distal yönde hareket ettiği görülmektedir. Kuronun mezyale, kök apekslerinin distale yönelmesi, birinci molarda da kontrolsüz mezyal tipping meydana geldiğini göstermektedir.

Tüm bulgular birlikte değerlendirildiğinde; Y ekseninde anterior bölgede palatinal yönlü kontrollü tipping hareketi izlenirken, posterior bölgede (4 ve 6 numaralı dişlerde) kuronların mezyale, köklerin distale taşındığı artan miktarda kontrolsüz mezyal tipping bileşeninin oluştuğu ve mezyal-distal eksende belirgin devrilme momentlerinin ortaya çıktığı anlaşılmaktadır (Şekil 4.8).



Şekil 4.8: Senaryo 1'de Y eksenine ait yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

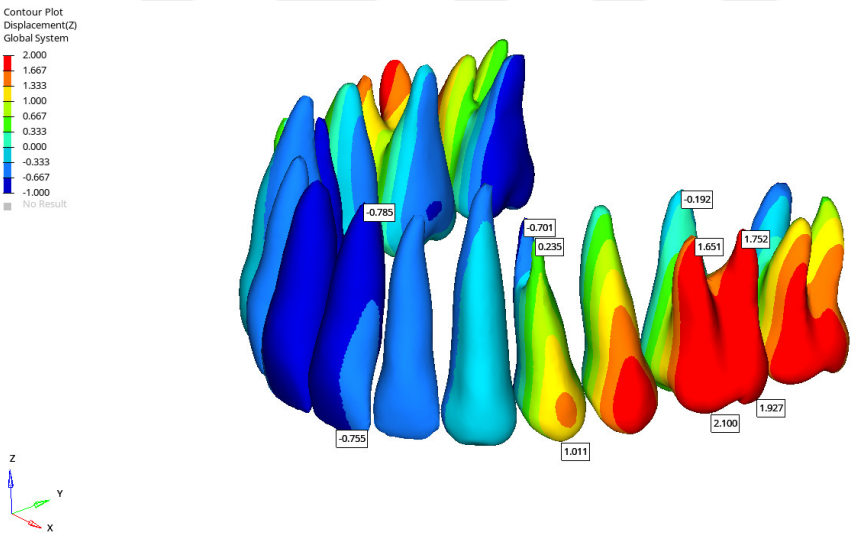
Senaryo 1 için oklüzogingival doğrultudaki değişimleri yansıtan Z ekseni analiz sonuçlarına göre:

Bir numaralı dişte apeks bölgesinde -0,785 mm, kuron bölgesinde ise -0,755 mm değerlerinin ölçülmesi, santral kesicinin insizal yönde hareket ettiğini göstermekte olup bu dişte ekstrüzyon meydana geldiği anlaşılmaktadır.

Dört numaralı dişte palatinal kök apeksinde -0,701 mm, bukkal kök apeksinde +0,235 mm, kuron bölgesinde ise +1,011 mm yer değiştirme saptanmıştır. Palatinal kökün oklüzal yönde, kuronun ve bukkal kökün ise apikal yönde hareket etmesi, birinci premolarda tippingin eşlik ettiği bir intrüzyon gerçekleştiğini göstermektedir.

Ankraj ünitesini oluşturan 6 numaralı molarda ise; mezyobukkal ve distobukkal tüberküllerde sırasıyla +2,100 mm ve +1,927 mm gibi yüksek değerlerde apikal yer değiştirme gözlenmiştir. Buna karşılık palatinal kök apeksinin -0,192 mm değer ile oklüzal yönde hareket ettiği belirlenmiştir. Bukkal tüberküllerin şiddetli şekilde apikale yönelmesi, palatinal kökün ise oklüzale hareket etmesi; molar dişte tipping ve ciddi bir intrüzyon oluştuğunu kanıtlamaktadır.

Tüm bulgular birlikte değerlendirildiğinde; Z ekseninde anterior bölgede ekstrüzyon, posterior bölgede ise (özellikle molar dişlerin bukkal tüberküllerinde) artan miktarda intrüzyonun meydana geldiği anlaşılmaktadır. Bu durum, genişletme sırasında posterior dişlerin gömülmesi ve anterior dişlerin uzaması ile okluzal düzlem eğiminin değiştiğini göstermektedir (Şekil 4.9).



Şekil 4.9: Senaryo 1'de Z eksenine ait yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Bileşke yer değiştirme dağılımı incelendiğinde; X, Y ve Z eksenlerindeki tüm hareketlerin vektörel toplamı esas alınarak, dişlerin uzayda katettiği toplam mesafe ve hareketin yoğunlaştığı bölgeler değerlendirilmiştir.

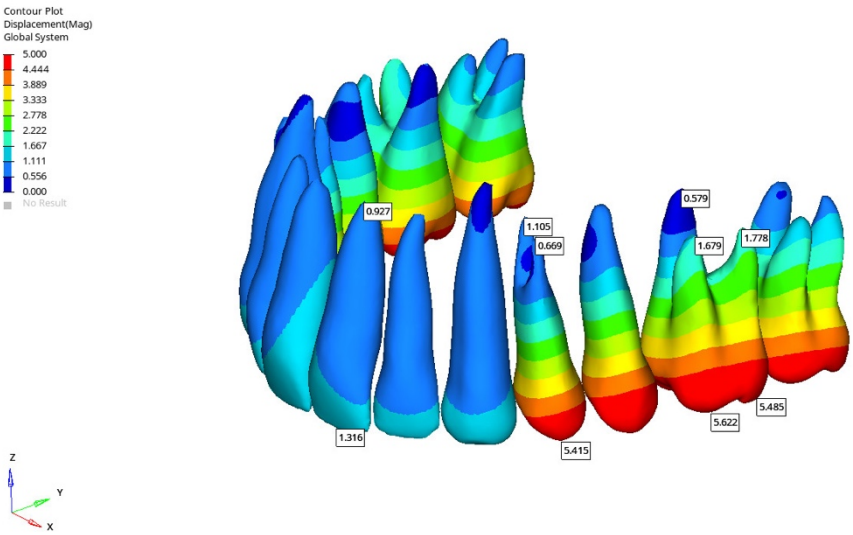
Anterior bölgedeki 1 numaralı diş incelendiğinde; kuron bölgesinde 1,316 mm, apeks bölgesinde ise 0,927 mm bileşke yer değiştirme olduğu saptanmıştır. Kuron ve kök

arasındaki farkın diğer diş gruplarına göre daha az olması, anterior bölgedeki hareketin posteriora kıyasla daha sınırlı ve dengeli seyrettiğini göstermektedir.

Dört numaralı premolar dişin verileri incelendiğinde; kuron bölgesinde 5,415 mm gibi yüksek bir yer değiştirme değeri ölçülürken, kök apekslerinde bu değerin 0,669 mm (palatinal kök) ile 1,105 mm (bukkal kök) seviyelerine düştüğü görülmektedir. Kuron ve kök ucu arasındaki yaklaşık 5 ila 8 katlık bu fark, hareketin neredeyse tamamen kuronda yoğunlaştığını ve köklerin harekete minimal düzeyde iştirak ettiğini kanıtlamaktadır.

Benzer bir tablo ankraj ünitesi olan 6 numaralı molarda da izlenmiştir. Dişin kuron bölgesinde (tüberküllerde) maksimum 5,622 mm bileşke yer değiştirme kaydedilmiştir. Buna karşın kök apekslerinde değerlerin 0,579 mm (palatinal kök) ile 1,778 mm ve 1,679 mm (bukkal kökler) arasında değiştiği saptanmıştır.

Tüm bulgular bütüncül olarak değerlendirildiğinde; özellikle posterior bölgede kuron deplasmanlarının kök deplasmanlarına oranla dramatik şekilde yüksek bulunması, bu senaryoda elde edilen genişletmenin yalnız iskeletsel bir translasyondan ziyade, dişsel devrilme mekaniğinin de gerçekleştiğini doğrulamaktadır (Şekil 4.10).



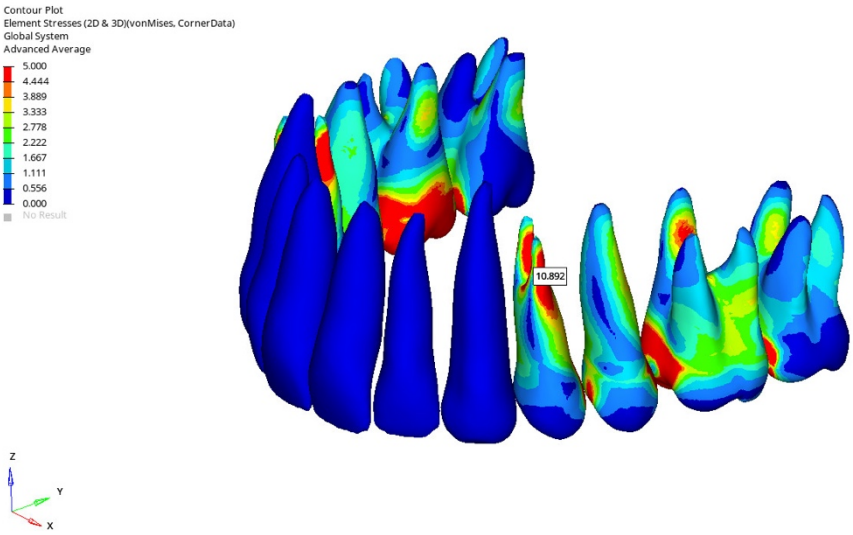
Şekil 4.10: Senaryo 1'de bileşke yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

4.2. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.2.1. 0,25 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Von Mises Gerilme Bulguları

Kraniyofasiyal bütün süturların olgunlaşmamış olduğu modele 4 minivida destekli RME apareyi yerleştirilmiş ve 0,25'lik deplasman tatbiki sonrası dişlerdeki en yüksek gerilme 10,892 MPa ile 4 numaralı dişin apikal bölgesinde yoğunlaşmıştır.

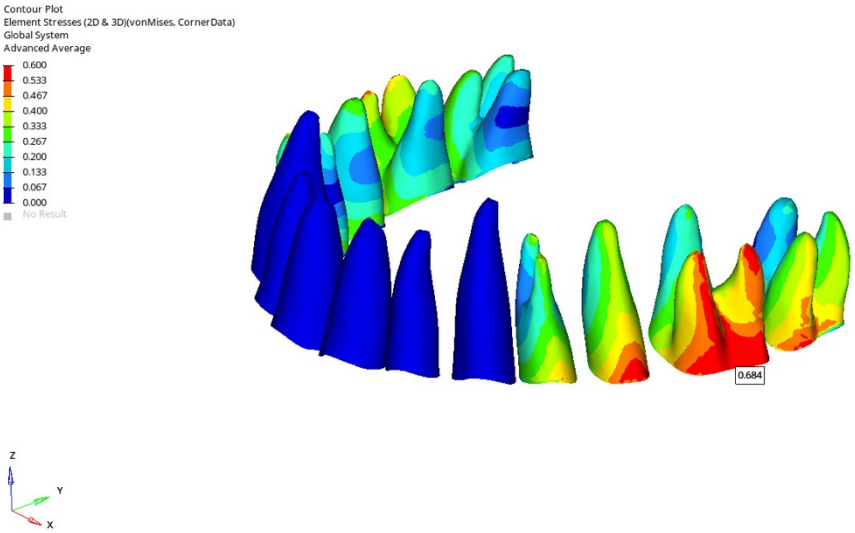
Apareyin posterior destek noktası olan 6 numaralı diş ve aparey komşuluğunda yer alan 4 numaralı diş incelendiğinde; gerilme dağılımının özellikle 4 numaralı dişin kök ucunda ve 6 numaralı dişin servikal bölgesi ile mezyobukkal kök yüzeyinde belirginleştiği gözlenmiştir. Destek ünitesine dahil olmamasına rağmen 4 numaralı dişte yüksek gerilme birikmesi, kuvvetin ark üzerindeki iletimi açısından dikkat çekici bulunmuştur (Şekil 4.11).



Şekil 4.11: Senaryo 2'de dişlerde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Periodontal Ligament dokusu üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 0,684 MPa ile 6 numaralı molar dişin servikal bölgesinde tespit edilmiştir.

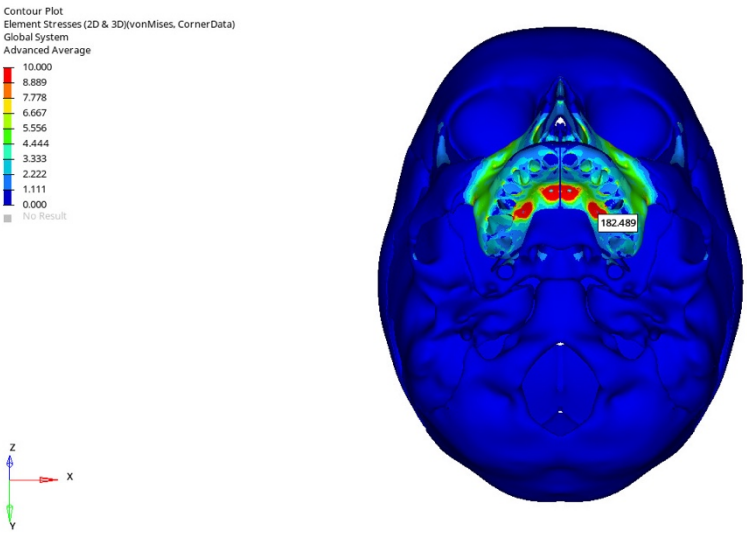
Gerilme birikiminin, aparey ile ilişkili posterior grup dişlerin servikal ve orta üçlü bölgelerinde yoğunlaştığı, kök apeksine doğru ilerledikçe bu değerlerin azaldığı gözlenmiştir. Anterior bölgedeki dişlerin periodontal yapılarında ise gerilme dağılımının minimum düzeyde kaldığı saptanmıştır (Şekil 4.12).



Şekil 4.12: Senaryo 2'de Periodontal Ligamentlerdeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Maksiller kemik dokusu ve çevre süturlar üzerindeki gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 182,489 MPa ile midpalatal sütur bölgesinde ve minividaların yerleşim alanlarında tespit edilmiştir.

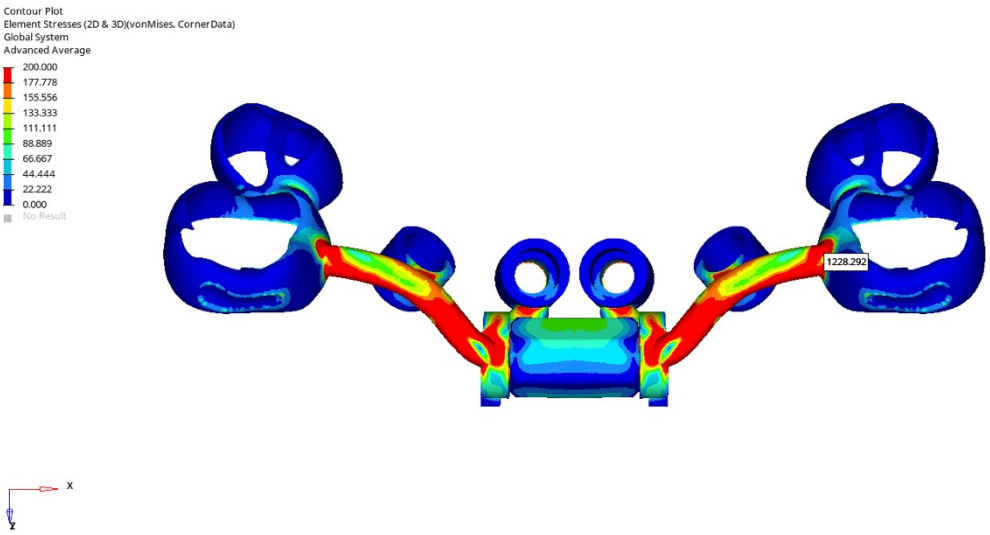
Gerilmenin, kuvvetin uygulandığı sütur hattı boyunca ve özellikle dört adet minividanın çevresindeki palatinal kemik dokusunda yoğunlaştığı gözlenmiştir. Genişletme merkezinden uzak olan zigomatik bölge ve diğer kraniyofasiyal yapılarda ise gerilme değerlerinin sönümlendiği ve minimum düzeyde olduğu saptanmıştır (Şekil 4.13).



Şekil 4.13: Senaryo 2'de kemik dokusunda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Hyrax apareyi üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 1228,292 MPa ile apareyin genişletme vidasını destek dişlerine ve minivida bağlantılarına bağlayan metal kollar üzerinde tespit edilmiştir.

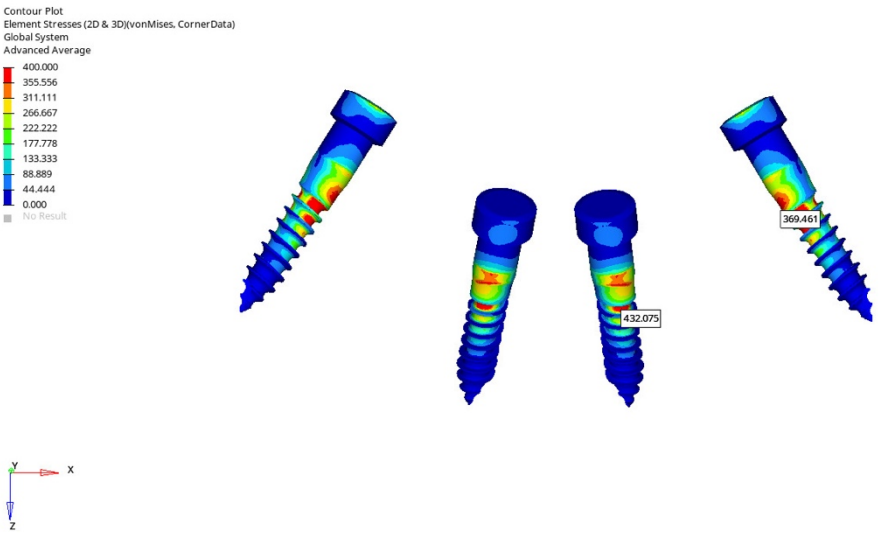
Gerilmenin, kuvvetin iletimini sağlayan bu bağlantı kollarının özellikle büküm noktalarında ve diş/vida arayüzüne yakın bölgelerinde yoğunlaştığı (kırmızı ve sarı alanlar) gözlenmiştir. Buna karşın, apareyin rijit gövdesini oluşturan orta kısımdaki vida mekanizması ve dişleri saran bant kısımlarında gerilme değerlerinin daha düşük seviyelerde (mavi ve yeşil tonlar) seyrettiği saptanmıştır (Şekil 4.14).



Şekil 4.14: Senaryo 2'de Hyrax apareyinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Minividalar üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 432,075 MPa ile anterior bölgeye yerleştirilen minividaların boyun bölgelerinde tespit edilmiştir. Posterior bölgeye yerleştirilen minividalarda ise maksimum gerilme değerinin 369,461 MPa olduğu görülmüştür.

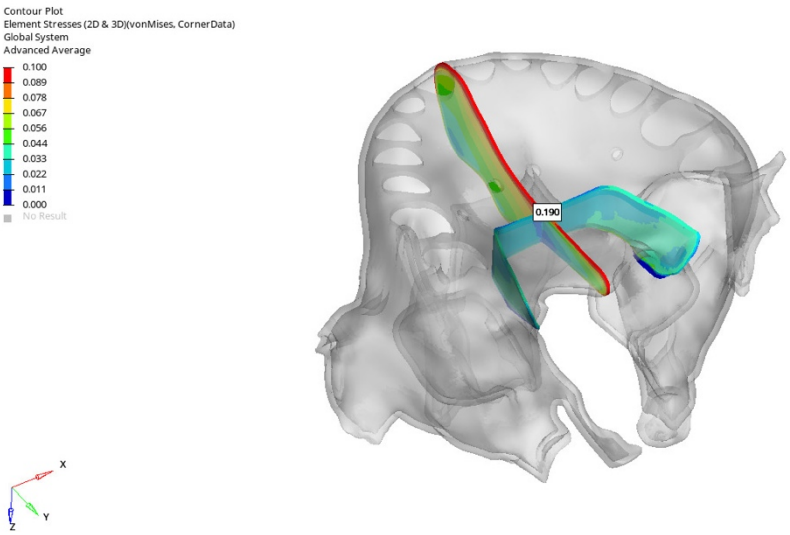
Gerilmenin, her iki vida grubunda da temel olarak kortikal kemik girişine denk gelen boyun ve üst yiv bölgelerinde yoğunlaştığı (sarı ve kırmızı alanlar); buna karşın vida uçlarında ve vida başlarında gerilme değerlerinin minimum düzeyde olduğu saptanmıştır. Anterior vidaların posterior vidalara kıyasla daha yüksek gerilmeye maruz kalması, genişletme direncinin ön bölgede daha yoğun karşılandığını göstermektedir (Şekil 4.15).



Şekil 4.15: Senaryo 2'de minividalarda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Midpalatal sütur dokusu üzerindeki gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 0,190 MPa ile sütural arayüzün merkez hattında tespit edilmiştir.

Gerilmenin, süturun anterior bölgesinden başlayarak posteriora doğru orta hat boyunca kesintisiz bir şerit halinde uzandığı gözlenmiştir. Sütural arayüzün tam birleşme hattında yoğunlaşan bu gerilmenin (kırmızı ve sarı alanlar), süturun lateral kısımlarına doğru giderek azaldığı ve düşük gerilme alanlarına dönüştüğü saptanmıştır (Şekil 4.16).



Şekil 4.16: Senaryo 2'de midpalatal süturda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

4.2.2. 5 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Yer Değiştirme Bulguları

Senaryo 2'ye ait transversal yöndeki yer değiştirmeleri temsil eden X ekseni bulguları incelendiğinde:

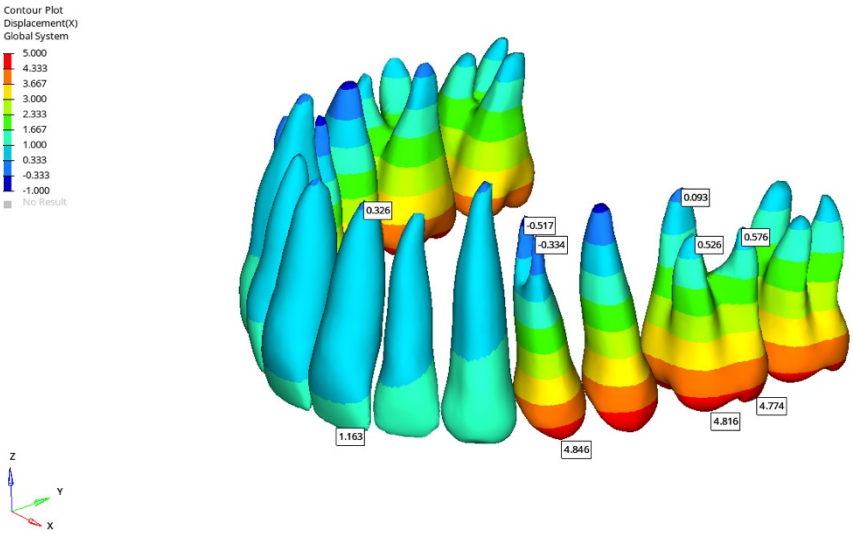
Bir numaralı dişte kuron bölgesinin +1,163 mm, kök ucunun ise +0,326 mm distal yönde yer değiştirdiği belirlenmiş; bu durum santral kesicide kuronun köke göre daha fazla distale yönelmesi sonucu bir miktar distal translasyona eşlik eden kontrollü distal tipping oluştuğunu ortaya koymuştur.

Dört numaralı dişte yer değiştirme dağılımı daha karmaşık olup, kuronun bukkal tüberkülünün +4,846 mm ile belirgin bukkal hareket gösterdiği; buna karşılık bukkal kök apeksinde -0,334 mm, palatinal kök apeksinde ise -0,517 mm palatinal yönde yer değiştirme meydana geldiği saptanmıştır. Bu ters yönlü kuron-kök hareketleri, birinci premolarda kuvvetli bir kontrolsüz bukkal tipping paterni ortaya koymaktadır.

Altı numaralı dişte ise mezyobukkal ve distobukkal tüberküllerin sırasıyla +4,816 mm ve +4,774 mm bukkal yönde yer değiştirdiği, kök yüzeylerinde ise palatinal kök apeksinde +0,093 mm, mezyobukkal ve distobukkal kök apekslerinde sırasıyla +0,526 mm ve +0,576 mm olmak üzere deplasmanlar görüldüğü belirlenmiştir. Senaryo 1'den farklı olarak bukkal köklerin kuronla eş yönlü hareket etmesi, ankrajın 4 minivida ile güçlendirilmesinin molar diş üzerindeki rotasyon merkezini değiştirdiğini; ancak kuron

ve kök deplasmanları arasındaki belirgin fark, hareketin halen baskın bir devrilme karakteri taşıdığını göstermektedir.

Tüm bu bulgular bir arada değerlendirildiğinde, X ekseni boyunca 1 numaralı dişlerde kuron ve köklerin aynı yönde hareket etmesi nedeniyle translasyon bileşeni içeren kontrollü distal tipping paterninin, 4 numaralı dişte kuron ve köklerin zıt yönlere hareket etmesi nedeniyle belirgin bir kontrolsüz bukkal tippingin, 6 numaralı dişte kuron ve köklerin aynı yönde hareket ettiği kontrollü bukkal tipping mekaniğinin işlediği anlaşılmaktadır (Şekil 4.17).



Şekil 4.17: Senaryo 2'de X eksenine ait yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Senaryo 2'ye ait sagittal yöndeki hareket bileşenlerini gösteren Y ekseni verileri değerlendirildiğinde:

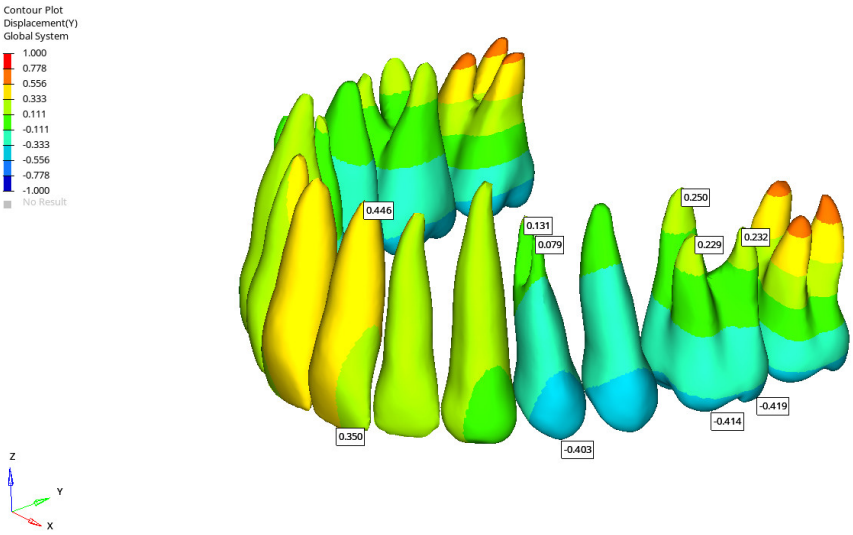
Bir numaralı dişte kuronun +0,350 mm, kök ucunun ise +0,446 mm palatinal yönde yer değiştirdiği belirlenmiş; kuron ve kökün aynı yönde ancak farklı şiddetlerde hareket etmesi, santral kesicide bir miktar palatinal translasyona eşlik eden palatinal tipping oluştuğunu göstermiştir.

Dört numaralı dişte ise palatinal kök apeksinin +0,131 mm, bukkal kök apeksinin +0,079 mm ile distal yönde, kuronun ise -0,403 mm ile mezyal yönde yer değiştirdiği

izlenmiştir. Kuron ve kökün zıt yönlere hareket etmesi, birinci premolarda belirgin bir kontrolsüz mezyal tipping paternini ortaya koymaktadır.

Ankraj ünitesi olan 6 numaralı dişte de benzer bir tablo izlenmiştir. Molar dişte mezyobukkal ve distobukkal tüberküllerin sırasıyla -0,414 mm ve -0,419 mm mezyal yönde yer değiştirdiği; buna karşın palatinal, mezyobukkal ve distobukkal kök apekslerinin sırasıyla +0,250 mm, +0,229 mm ve +0,232 mm distal yönde hareket ettiği görülmektedir. Kuronun mezyale, kök apekslerinin distale yönelmesi, birinci molarda da kontrolsüz mezyal tipping meydana geldiğini göstermektedir.

Tüm bulgular birlikte değerlendirildiğinde; Y ekseninde anterior bölgede palatinal yönlü paralel bir hareket ve bir miktar palatinal tipping izlenirken, posterior bölgede (4 ve 6 numaralı dişlerde) kuronların mezyale, köklerin distale hareket ettiği artan miktarda kontrolsüz mezyal tipping bileşeninin oluştuğu ve mezyal-distal eksende belirgin devrilme momentlerinin ortaya çıktığı anlaşılmaktadır (Şekil 4.18).



Şekil 4.18: Senaryo 2'de Y eksenine ait yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

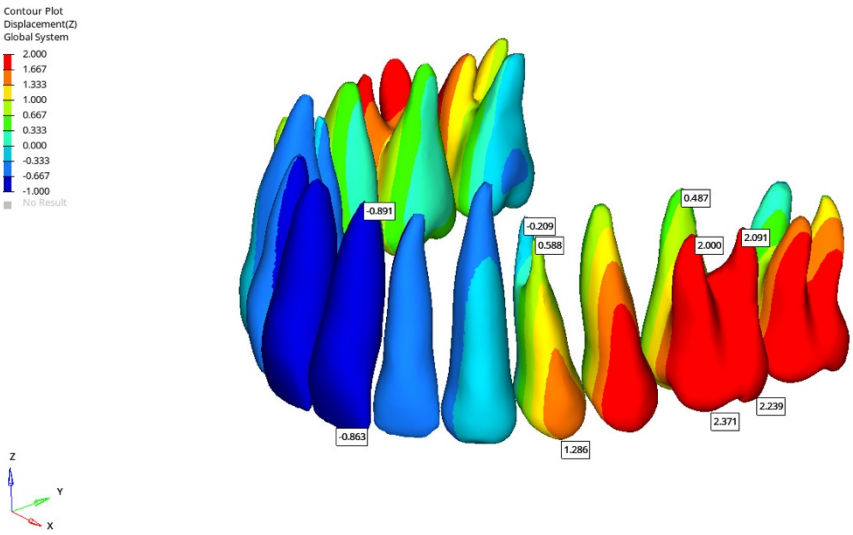
Senaryo 2 için oklüzogingival doğrultudaki değişimleri yansıtan Z ekseni analiz sonuçlarına göre:

Bir numaralı dişte apeks bölgesinde -0,891 mm, kuron bölgesinde ise -0,863 mm değerlerinin ölçülmesi, santral kesicinin insizal yönde hareket ettiğini göstermekte olup bu dişte ekstrüzyon meydana geldiği anlaşılmaktadır.

Dört numaralı dişte palatinal kök apeksinde -0,209 mm, bukkal kök apeksinde +0,588 mm, kuron bölgesinde ise +1,286 mm yer değiştirme saptanmıştır. Palatinal kökün oklüzal yönde, kuronun ve bukkal kökün ise apikal yönde hareket etmesi, birinci premolarda tippingin eşlik ettiği bir intrüzyon gerçekleştiğini göstermektedir.

Ankraj ünitesini oluşturan 6 numaralı molarda ise; mezyobukkal ve distobukkal tüberküllerde sırasıyla +2,371 mm ve +2,239 mm gibi yüksek değerlerde apikal yer değiştirme gözlenmiştir. Kök yüzeyleri incelendiğinde palatinal kök apeksinin de +0,487 mm değer ile apikal yönde hareket ettiği belirlenmiştir. Bukkal tüberküllerin şiddetli şekilde apikale yönelmesi, palatinal kökün daha az miktarda olsa da apikale hareket etmesi; molar dişte tipping ve ciddi bir intrüzyon oluştuğunu kanıtlamaktadır.

Tüm bulgular birlikte değerlendirildiğinde; Z ekseninde anterior bölgede ekstrüzyon, posterior bölgede ise (özellikle molar dişlerin bukkal tüberküllerinde) artan miktarda intrüzyonun meydana geldiği anlaşılmaktadır. Bu durum, genişletme sırasında posterior dişlerin gömülmesi ve anterior dişlerin uzaması ile okluzal düzlem eğiminin değiştiğini göstermektedir (Şekil 4.19).



Şekil 4.19: Senaryo 2'de Z eksenine ait yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

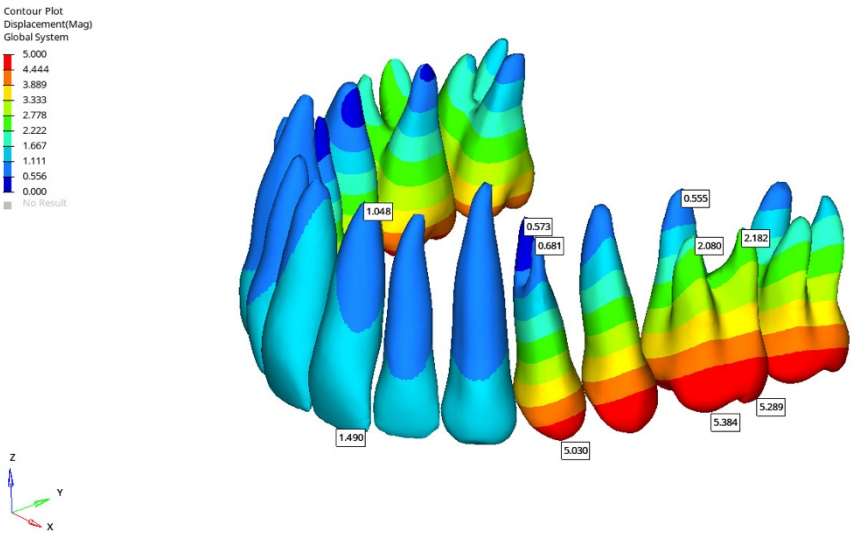
Bileşke yer değiştirme dağılımı incelendiğinde; X, Y ve Z eksenlerindeki tüm hareketlerin toplamı esas alınarak, dişlerin uzayda katettiği toplam mesafe ve hareketin yoğunlaştığı bölgeler değerlendirilmiştir.

Anterior bölgedeki 1 numaralı diş incelendiğinde; kuron bölgesinde 1,490 mm, apeks bölgesinde ise 1,048 mm bileşke yer değiştirme olduğu saptanmıştır. Kuron ve kök arasındaki farkın diğer diş gruplarına göre daha az olması, anterior bölgedeki hareketin posteriora kıyasla daha dengeli ve kontrollü seyrettiğini göstermektedir.

4 numaralı premolar dişin verileri incelendiğinde; kuron bölgesinde 5,030 mm gibi yüksek bir yer değiştirme değeri ölçülürken, kök apekslerinde bu değerin 0,573 mm (palatinal kök) ile 0,681 mm (bukkal kök) seviyelerine düştüğü görülmektedir. Kuron ve kök ucu arasındaki yaklaşık 7-9 katlık bu fark, hareketin neredeyse tamamen kuronda yoğunlaştığını ve köklerin harekete minimal düzeyde iştirak ettiğini kanıtlamaktadır.

Benzer bir tablo ankraj ünitesi olan 6 numaralı molarda da izlenmiştir. Dişin kuron bölgesinde maksimum 5,384 mm bileşke yer değiştirme kaydedilmiştir. Buna karşın kök apekslerinde değerlerin 0,555 mm (palatinal kök) ile 2,182 mm ve 2,080 mm (bukkal kökler) arasında değiştiği saptanmıştır.

Tüm bulgular bütüncül olarak değerlendirildiğinde; özellikle posterior bölgede kuron deplasmanlarının kök deplasmanlarına oranla dramatik şekilde yüksek bulunması, 4 adet minivida desteğine rağmen bu senaryoda elde edilen genişletmenin saf bir iskeletsel translasyondan ziyade, dişsel devrilmenin de ortaya çıktığı bir sonuç olduğu görülmektedir (Şekil 4.20).



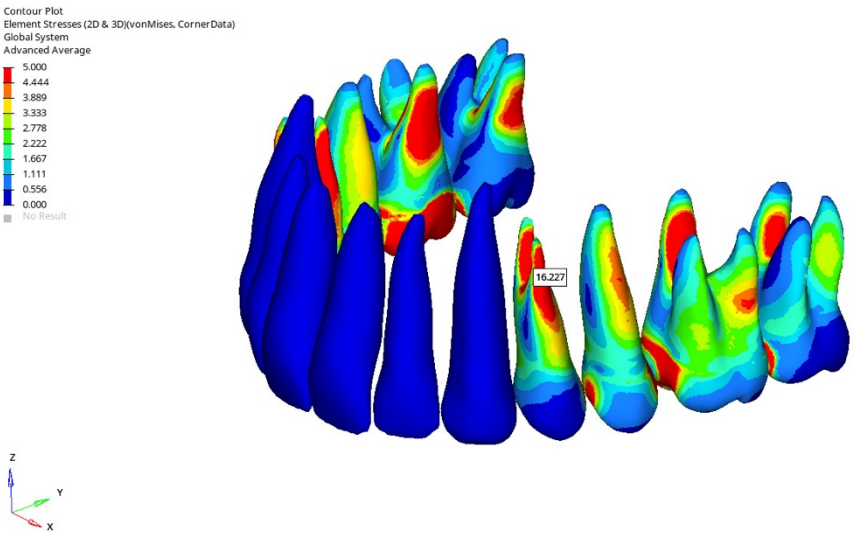
Şekil 4.20: Senaryo 2'de dişlerde bileşke yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

4.3. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.3.1. 0,25 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Von Mises Gerilme Bulguları

Midpalatal ve midsagital sütur hariç kraniyofasiyal bütün süturların olgunlaşmış olduğu modele 2 minivida destekli RME apareyi yerleştirilmiş ve 0,25'lik deplasman tatbiki sonrası dişlerdeki en yüksek gerilme 16,227 MPa ile 4 numaralı dişin kök bölgesinde yoğunlaşmıştır.

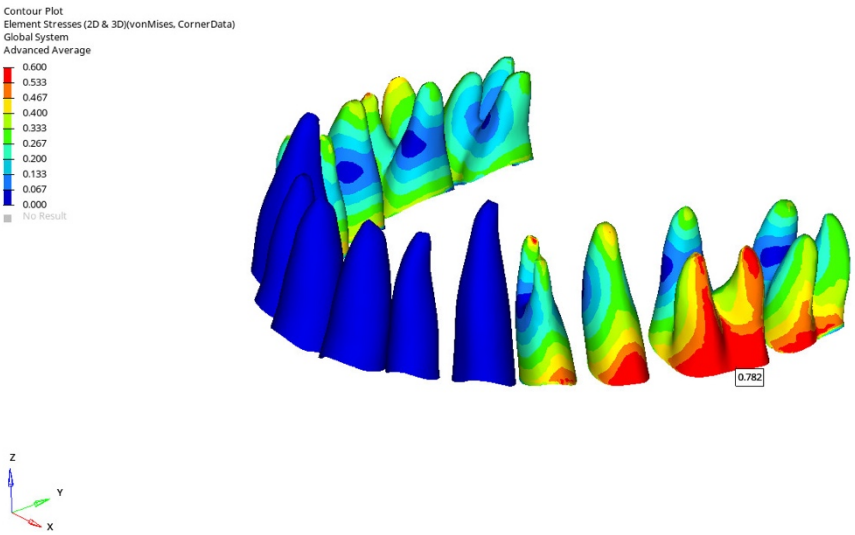
Hibrit apareyin destek ünitesiyle ilişkili posterior dişler incelendiğinde; gerilmenin özellikle 4 numaralı dişin apikal üçlüsünde ve 6 numaralı dişin servikal bölgesi ile kök yüzeylerinde belirginleştiği gözlenmiştir. Kemik yapılarının olgunlaşmasıyla artan direncin, ankraj dişleri üzerindeki stres birikimini artırdığı dikkat çekmektedir (Şekil 4.21).



Şekil 4.21: Senaryo 3'te dişlerde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Periodontal Ligament dokusu üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 0,782 MPa ile 6 numaralı molar dişin servikal bölgesinde tespit edilmiştir.

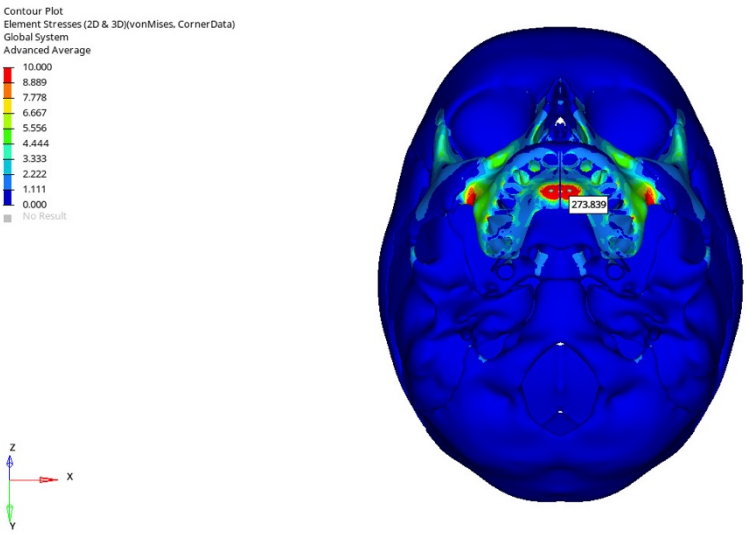
Gerilme birikiminin, apareyden kuvvet alan posterior dişlerin (premolar ve molar) servikal üçlüsünde yoğunlaştığı, kök apeksine doğru ilerledikçe bu değerlerin azaldığı gözlenmiştir (Şekil 4.22).



Şekil 4.22: Senaryo 3'te Periodontal Ligamentlerdeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Maksiller kemik dokusu üzerindeki gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 273,839 MPa ile kuvvetin doğrudan uygulandığı minivida giriş deliklerinin çevresinde tespit edilmiştir.

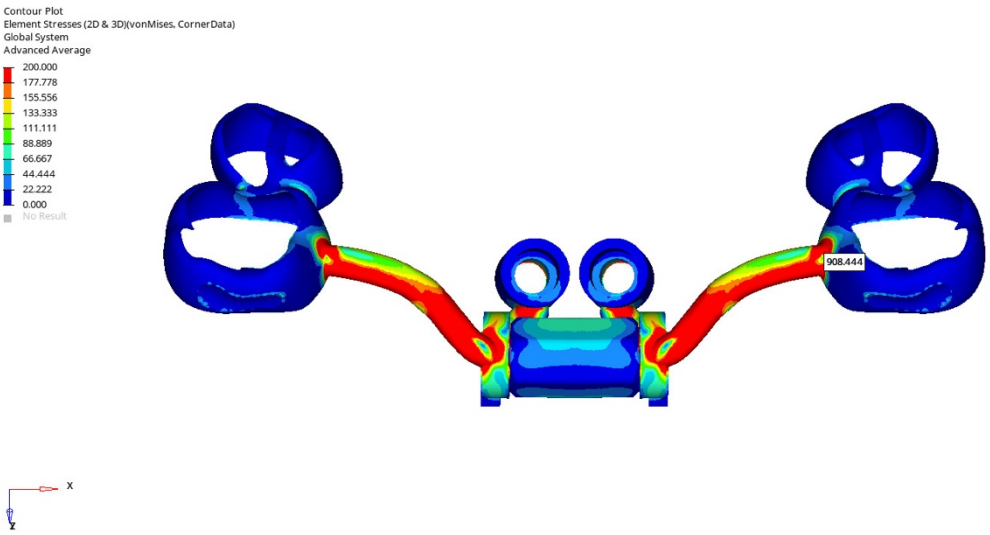
Sirkummaksiller süturların olgunlaşmış (kapalı) yapısı nedeniyle genişletme kuvvetinin maksillanın lateral duvarlarına doğru iletildiği görülmüştür. Bu iskeletsel direnç mekanizmasının bir sonucu olarak, gerilmenin özellikle zigomatikomaksiller bileşke bölgesinde yoğunlaştığı saptanmıştır (Şekil 4.23).



Şekil 4.23: Senaryo 3'te kemik dokusunda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Hyrax apareyi üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 908,444 MPa ile apareyin genişletme vidasını destek dişlerine bağlayan kollar üzerinde tespit edilmiştir.

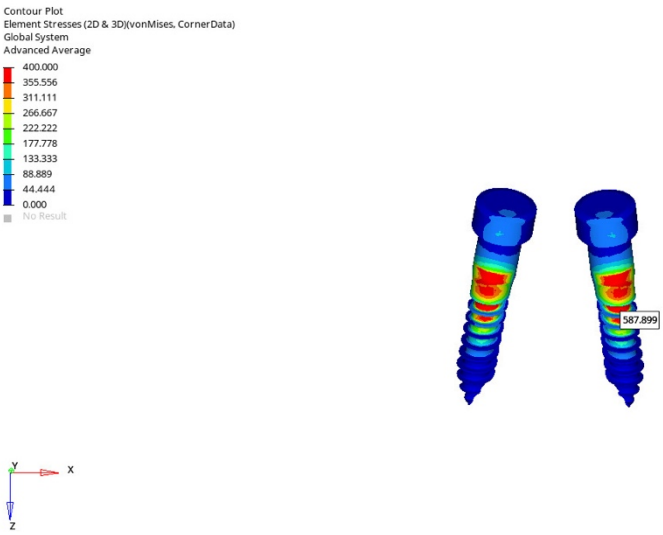
Gerilmenin, kuvvetin iletimini sağlayan bu bağlantı kollarının özellikle büküm noktalarında ve diş bantları ile birleşim bölgelerinde yoğunlaştığı (kırmızı ve sarı alanlar) gözlenmiştir. Buna karşın, apareyin rijit gövdesini oluşturan orta kısımdaki vida mekanizması ve dişleri saran bant kısımlarında gerilme değerlerinin daha düşük seviyelerde (mavi ve yeşil tonlar) seyrettiği saptanmıştır (Şekil 4.24).



Şekil 4.24: Senaryo 3'te Hyrax apareyinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Minividalar üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 587,899 MPa ile vidaların boyun bölgelerinde tespit edilmiştir.

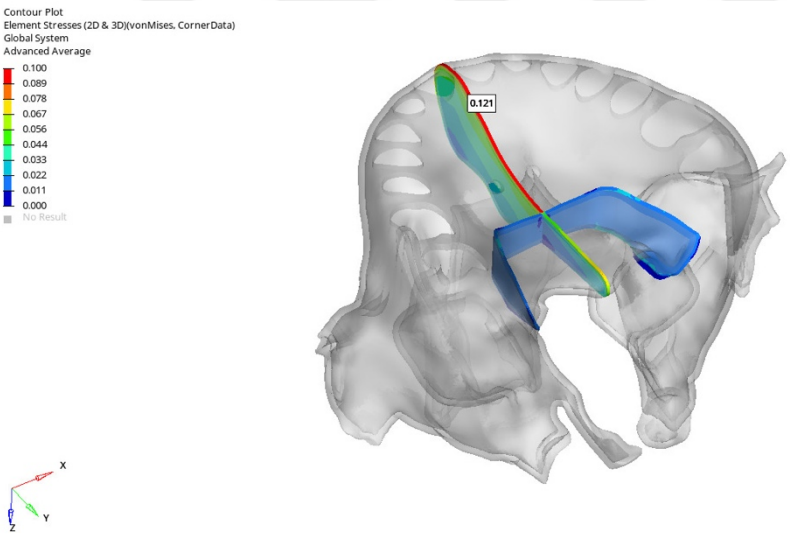
Kemik direncinin yüksek olduğu bu senaryoda, vidaların özellikle kortikal kemik giriş seviyesinde maruz kaldığı gerilmenin, önceki senaryolara (1 ve 2) kıyasla en yüksek seviyeye ulaştığı ve stresin vida boyunlarında konsantre olduğu görülmüştür (Şekil 4.25).



Şekil 4.25: Senaryo 3'te minividalarda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Midpalatal sütur dokusu üzerindeki gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 0,121 MPa ile sütural arayüzün anterior kısmında tespit edilmiştir. Gerilme konsantrasyonunun özellikle anterior bölgede lokalize olması, hibrit aparey tasarımında kullanılan minividaların konumu ve kuvvet iletim noktalarının bu bölgeye yakınlığı ile ilişkilendirilmiştir.

Gerilmenin sütur hattı boyunca ince bir şerit halinde uzandığı gözlenmiştir. Ancak ölçülen bu değerin önceki senaryolara kıyasla düşük seviyelerde kalması, sirkummaksiller süturların olgunlaşmasıyla artan iskeletsel rijiditenin, uygulanan kuvvetin sütura iletilmesini kısıtladığını ve stresin süturdan ziyade vida-kemik arayüzünde ve zigomatik destek bölgelerinde sönümlendiğini göstermektedir (Şekil 4.26).



Şekil 4.26: Senaryo 3'te midpalatal süturda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

4.3.2. 5 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Yer Değiştirme Bulguları

Senaryo 3'e ait transversal yöndeki yer değiştirmeleri temsil eden X ekseni bulguları incelendiğinde:

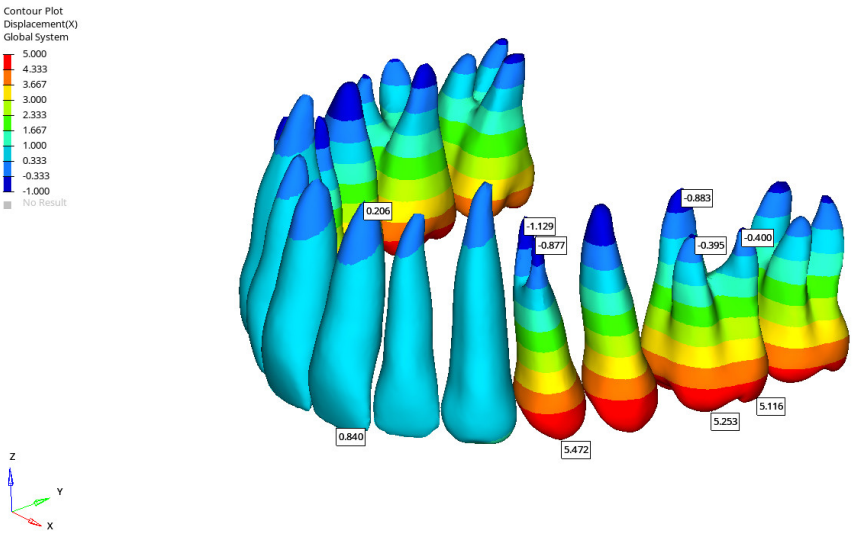
Bir numaralı dişte kuron bölgesinin +0,840 mm, kök ucunun ise +0,206 mm distal yönde yer değiştirdiği belirlenmiş; bu durum santral kesicide kuronun köke göre daha

fazla distale yönelmesi sonucu bir miktar distal translasyona eşlik eden kontrollü distal tipping oluştuğunu ortaya koymuştur.

Dört numaralı dişte yer değiştirme dağılımı daha karmaşık olup, kuronun bukkal tüberkülünün +5,472 mm ile belirgin bukkal hareket gösterdiği; buna karşılık bukkal kök apeksinde -0,877 mm, palatinal kök apeksinde ise -1,129 mm palatinal yönde yer değiştirme meydana geldiği saptanmıştır. Bu ters yönlü kuron-kök hareketleri, birinci premolarda kuvvetli bir kontrolsüz bukkal tipping paterni ortaya koymaktadır.

Altı numaralı dişte ise meszyobukkal ve distobukkal tüberküllerin sırasıyla +5,253 mm ve +5,116 mm bukkal yönde yer değiştirdiği, kök yüzeylerinde ise palatinal kök apeksinde -0,883 mm, mezyobukkal kök apeksinde -0,395 mm ve distobukkal kök apeksinde -0,400 mm olmak üzere negatif yönlü deplasmanlar görüldüğü belirlenmiştir. Köklerin kuron ile zıt yönde hareket etmesi, birinci moların genişleme kuvveti etkisiyle kontrolsüz bukkal tipping sergilediğini göstermektedir.

Tüm bu bulgular bir arada değerlendirildiğinde, X ekseni boyunca 1 numaralı dişlerde kuron ve köklerin aynı yönde hareket etmesi nedeniyle translasyon bileşeni içeren kontrollü distal tipping paterninin; 4 ve 6 numaralı dişlerde ise kuron ve köklerin zıt yönlere hareket etmesi nedeniyle belirgin bir kontrolsüz bukkal tipping mekaniğinin işlediği anlaşılmaktadır (Şekil 4.27).



Şekil 4.27: Senaryo 3'te dişlerde X ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

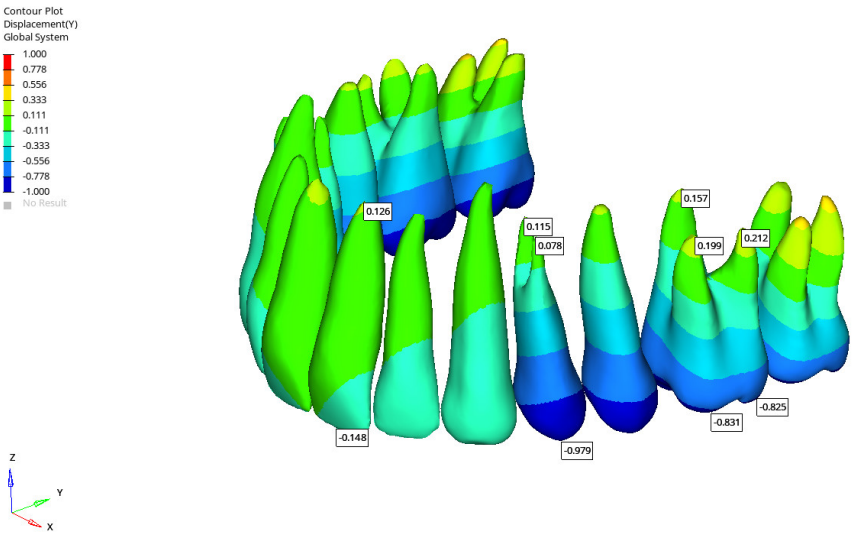
Senaryo 3'e ait sagittal yöndeki hareket bileşenlerini gösteren Y ekseni verileri değerlendirildiğinde:

Bir numaralı dişte kuron bölgesinin -0,148 mm bukkal yönde, kök ucunun ise +0,126 mm palatinal yönde yer değiştirdiği belirlenmiş; bu durum santral kesicide kuronun bukkale, kökün ise palatinale yönelmesi sonucu kontrolsüz bukkal tipping oluştuğunu ortaya koymuştur.

Dört numaralı dişte yer değiştirme dağılımı incelendiğinde, kuronun -0,979 mm ile belirgin mezyal hareket gösterdiği; buna karşılık bukkal kök apeksinde +0,078 mm, palatinal kök apeksinde ise +0,115 mm distal yönde yer değiştirme meydana geldiği saptanmıştır. Bu ters yönlü kuron-kök hareketleri, birinci premolarda kontrolsüz mezyal tipping paterni ortaya koymaktadır.

Altı numaralı dişte ise mezyobukkal ve distobukkal tüberküllerin sırasıyla -0,831 mm ve -0,825 mm mezyal yönde yer değiştirdiği, kök yüzeylerinde ise palatinal, mezyobukkal ve distobukkal kök apekslerinde +0,157 mm ile +0,212 mm arasında değişen distal yönlü deplasmanlar görüldüğü belirlenmiştir. Köklerin kuron ile zıt yönde hareket etmesi, birinci moların genişleme kuvveti etkisiyle kontrolsüz mezyal tipping sergilediğini göstermektedir.

Tüm bu bulgular bir arada değerlendirildiğinde, Y ekseni boyunca 1 numaralı dişte kuron ve köklerin zıt yönlere hareket etmesi nedeniyle bukkal tipping paterninin; 4 ve 6 numaralı dişlerde ise kuronların mezyale, köklerin distale yöneldiği belirgin bir kontrolsüz mezyal tipping mekaniğinin işlediği anlaşılmaktadır (Şekil 4.28).



Şekil 4.28: Senaryo 3'te dişlerde Y ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Senaryo 3 için oklüzogingival doğrultudaki değişimleri yansıtan Z ekseni analiz sonuçlarına göre:

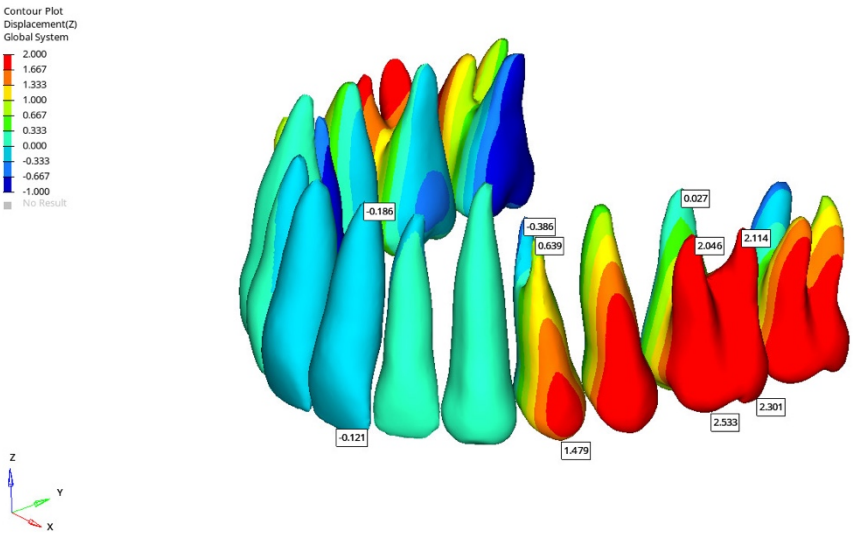
Bir numaralı dişte apeks bölgesinde -0,186 mm, kuron bölgesinde ise -0,121 mm değerlerinin ölçülmesi, santral kesicinin insizal yönde hareket ettiğini göstermekte olup bu dişte ekstrüzyon meydana geldiği anlaşılmaktadır.

Dört numaralı dişte palatinal kök apeksinde -0,386 mm, bukkal kök apeksinde +0,639 mm, kuron bölgesinde ise +1,479 mm yer değiştirme saptanmıştır. Palatinal kökün oklüzal yönde, kuronun ve bukkal kökün ise apikal yönde hareket etmesi, birinci premolarda tippingin eşlik ettiği bir intrüzyon gerçekleştiğini göstermektedir.

Ankraj ünitesini oluşturan 6 numaralı molarda ise; mezyobukkal ve distobukkal tüberküllerde sırasıyla +2,533 mm ve +2,301 mm gibi yüksek değerlerde apikal yer değiştirme gözlenmiştir. Buna karşılık palatinal kök apeksinin +0,027 mm değer ile nötre yakın kaldığı belirlenmiştir. Bukkal tüberküllerin şiddetli şekilde apikale yönelmesi, palatinal kökün ise minimal hareket sergilemesi; molar dişte tipping ve ciddi bir intrüzyon oluştuğunu kanıtlamaktadır.

Tüm bulgular birlikte değerlendirildiğinde; Z ekseninde anterior bölgede ekstrüzyon, posterior bölgede ise (özellikle molar dişlerin bukkal tüberküllerinde) artan miktarda intrüzyonun meydana geldiği anlaşılmaktadır. Bu durum, genişletme sırasında

posterior dişlerin gömülmesi ve anterior dişlerin uzaması ile okluzal düzlem eğiminin değiştiğini göstermektedir (Şekil 4.29).



Şekil 4.29: Senaryo 3'te dişlerde Z ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Bileşke yer değiştirme dağılımı incelendiğinde; X, Y ve Z eksenlerindeki tüm hareketlerin vektörel toplamı esas alınarak, dişlerin uzayda katettiği toplam mesafe ve hareketin yoğunlaştığı bölgeler değerlendirilmiştir.

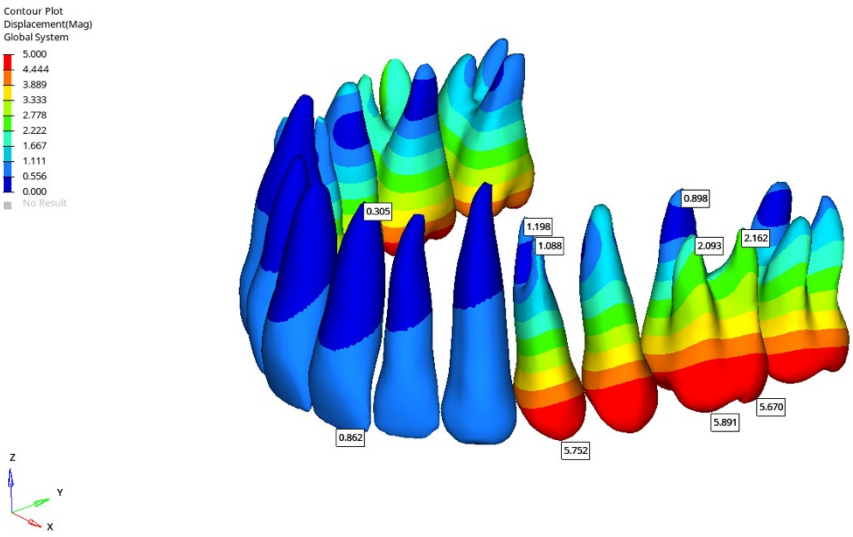
Anterior bölgedeki 1 numaralı diş incelendiğinde; kuron bölgesinde 0,862 mm, apeks bölgesinde ise 0,305 mm bileşke yer değiştirme olduğu saptanmıştır. Kuron ve kök arasındaki farkın posterior dişlere kıyasla daha az olması, anterior bölgedeki hareketin daha sınırlı seyrettiğini göstermektedir.

Dört numaralı premolar dişin verileri incelendiğinde; kuron bölgesinde 5,752 mm gibi oldukça yüksek bir yer değiştirme değeri ölçülürken, kök apekslerinde bu değerin 1,088 mm ve 1,198 mm seviyelerine düştüğü görülmektedir. Kuron ve kök ucu arasındaki yaklaşık 5 katlık bu fark, hareketin neredeyse tamamen kuronda yoğunlaştığını ve köklerin harekete minimal düzeyde iştirak ettiğini kanıtlamaktadır.

Benzer bir tablo ankraj ünitesi olan 6 numaralı molarda da izlenmiştir. Dişin kuron bölgesinde maksimum 5,891 mm bileşke yer değiştirme kaydedilmiştir. Buna karşın kök apekslerinde değerlerin 0,898 mm (palatinal kök) ile 2,162 mm (bukkal kökler) arasında

değiştiği saptanmıştır. Özellikle palatinal kökün yer değiştirme miktarının kurona göre çok düşük kalması, hareketin dişsel devrilme karakterini vurgulamaktadır.

Tüm bulgular bütüncül olarak değerlendirildiğinde; kemik direncinin yüksek olduğu ve sadece 2 minivida desteğinin sağlandığı bu senaryoda, posterior dişlerde kuron deplasmanlarının kök deplasmanlarına oranla dramatik şekilde yüksek bulunması elde edilen genişletmenin saf bir iskeletsel translasyondan ziyade, dişsel etkinin de eşlik ettiği bir ekspansiyon olduğunu göstermektedir (Şekil 4.30).



Şekil 4.30: Senaryo 3'te dişlerde bileşke yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

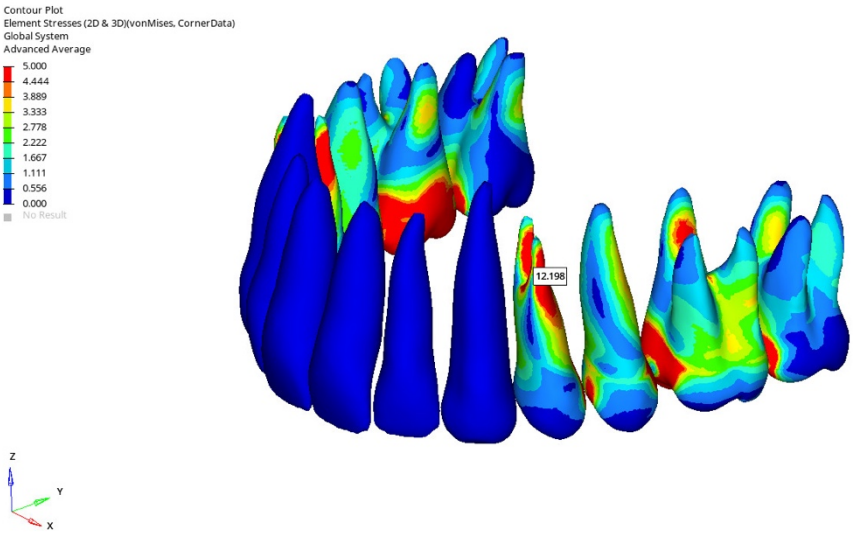
4.4. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.4.1. 0,25 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Von Mises Gerilme Bulguları

Midpalatal ve midsagital sütur hariç kraniyofasiyal bütün süturların olgunlaşmış olduğu modele 4 minivida destekli RME apareyi yerleştirilmiş ve 0,25'lik deplasman tatbiki sonrası dişlerdeki en yüksek gerilme 12,198 MPa ile 4 numaralı dişin kök bölgesinde yoğunlaşmıştır.

Hibrit apareyin destek ünitesiyle ilişkili posterior dişler incelendiğinde; gerilmenin özellikle 4 numaralı dişin kök yüzeylerinde ve 6 numaralı dişin servikal

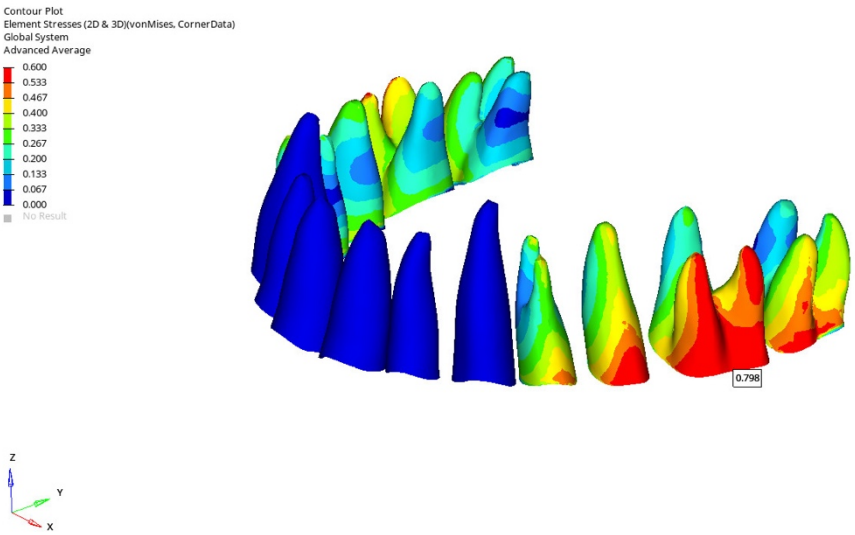
bölgesi ile kök yüzeylerinde belirginleştiği gözlenmiştir. Kemik yapılarının olgunlaşmasıyla artan direncin, ankraj dişleri üzerindeki stres birikimini artırdığı dikkat çekmektedir (Şekil 4.31).



Şekil 4.31: Senaryo 4'te dişlerde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

PDL dokusu üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 0,798 MPa ile 6 numaralı molar dişin servikal bölgesinde tespit edilmiştir.

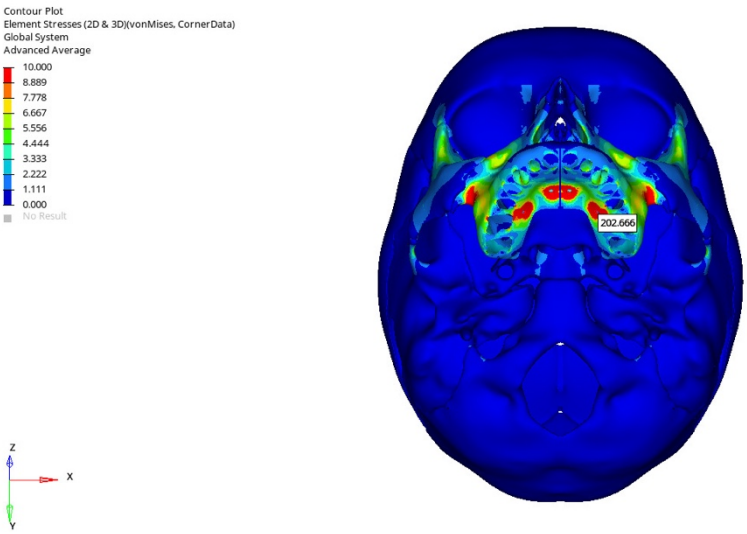
Gerilme birikiminin, apareyden kuvvet alan posterior dişlerin (premolar ve molar) servikal üçlüsünde yoğunlaştığı, kök apeksine doğru ilerledikçe bu değerlerin azaldığı gözlenmiştir (Şekil 4.32).



Şekil 4.32: Senaryo 4'te Periodontal Ligamentlerdeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Maksiller kemik dokusu üzerindeki gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 202,666 MPa ile kuvvetin doğrudan uygulandığı minivida giriş deliklerinin çevresinde tespit edilmiştir.

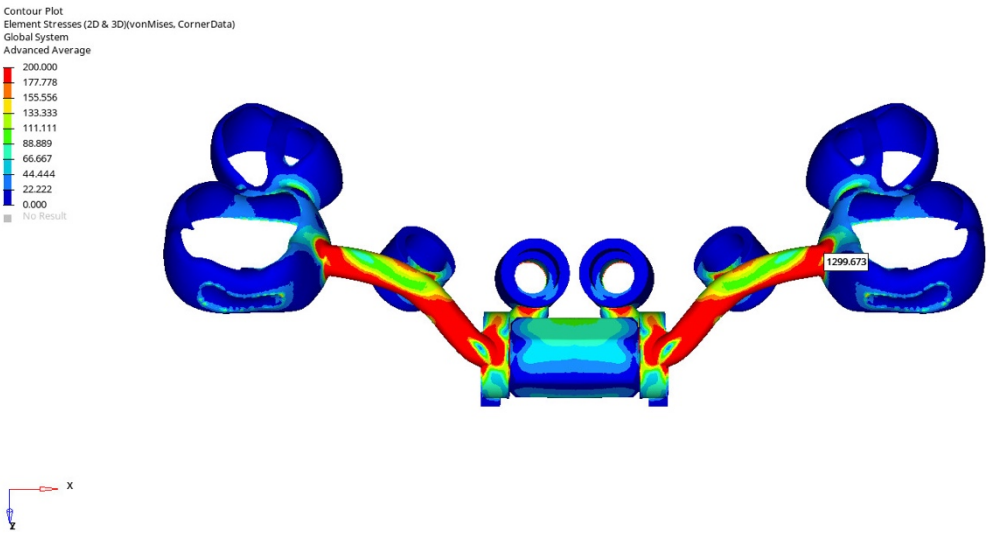
Sirkummaksiller süturların olgunlaşmış (kapalı) yapısı nedeniyle genişletme kuvvetinin maksillanın lateral duvarlarına doğru iletildiği görülmüştür. Bu iskeletsel direnç mekanizmasının bir sonucu olarak, gerilmenin özellikle zigomatikomaksiller bileşke bölgesinde yoğunlaştığı saptanmıştır (Şekil 4.33).



Şekil 4.33: Senaryo 4'te kemik dokusunda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Hyrax apareyi üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 1299,673 MPa ile apareyin genişletme vidasını destek dişlerine ve minivida bağlantılarına bağlayan metal kollar üzerinde tespit edilmiştir.

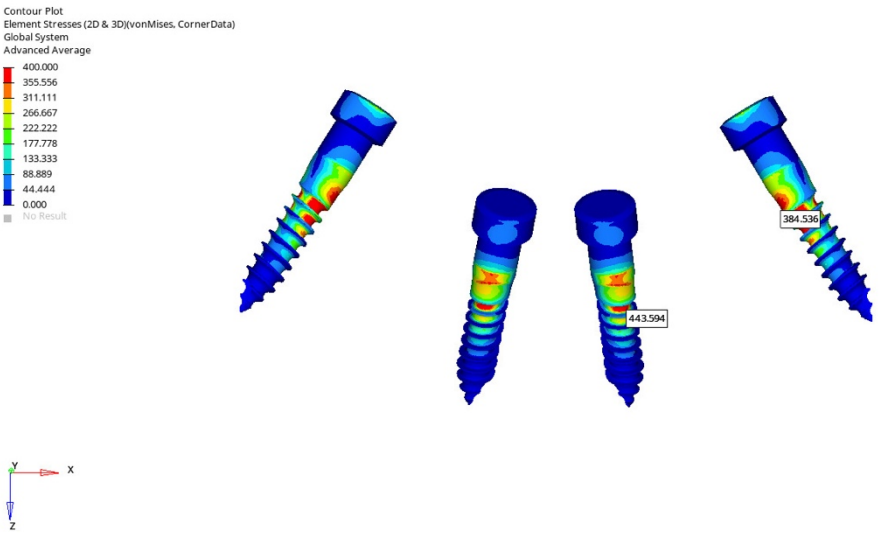
Gerilmenin, kuvvetin iletimini sağlayan bu bağlantı kollarının özellikle büküm noktalarında ve minivida arayüzüne yakın bölgelerinde yoğunlaştığı (kırmızı ve sarı alanlar) gözlenmiştir. Buna karşın, apareyin rijit gövdesini oluşturan orta kısımdaki vida mekanizması ve dişleri saran bant kısımlarında gerilme değerlerinin daha düşük seviyelerde (mavi ve yeşil tonlar) seyrettiği saptanmıştır (Şekil 4.34).



Şekil 4.34: Senaryo 4'te Hyrax apareyinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Minividalar üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 443,594 MPa ile vidaların boyun bölgelerinde tespit edilmiştir. Posterior bölgeye yerleştirilen minividalarda ise maksimum gerilme değerinin 384,536 MPa olduğu görülmüştür.

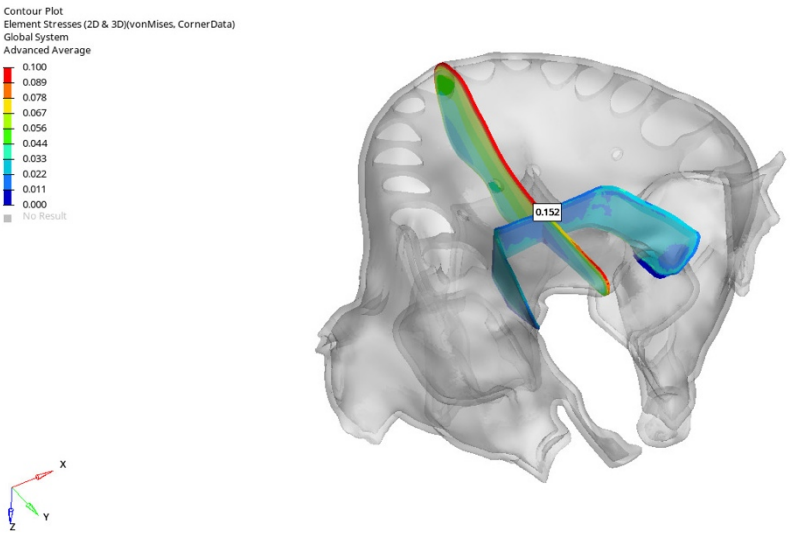
Kemik direncinin yüksek olduğu bu senaryoda, ankraj sayısının 4'e çıkarılmasına rağmen vidaların özellikle kortikal kemik giriş seviyesinde yüksek gerilmeye maruz kaldığı ve stresin vida boyunlarında konsantre olduğu görülmüştür (Şekil 4.35).



Şekil 4.35: Senaryo 4'te minividalarda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Midpalatal sütur dokusu üzerindeki gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 0,152 MPa ile sütural arayüzde tespit edilmiştir. Senaryo 3'ten farklı olarak; bu senaryoda gerilme konsantrasyonunun sadece anterior bölgede sınırlı kalmadığı, aparey tasarımına eklenen minividaların etkisiyle süturun posterior kısımlarında da gerilme artışlarının meydana geldiği belirlenmiştir.

Minividaların hem anterior hem de posterior bölgelerde konumlandırılması, gerilmenin sütur hattı boyunca daha yaygın bir dağılım sergilemesine neden olmuştur. Ancak ölçülen bu değerin genel olarak düşük seviyelerde kalması, sirkummaksiller süturların olgunlaşmasıyla artan iskeletsel rijiditenin, uygulanan kuvvetin sütura iletilmesini kısıtladığını ve stresin süturdan ziyade vida-kemik arayüzünde sönümlendiğini göstermektedir (Şekil 4.36).



Şekil 4.36: Senaryo 4'te midpalatal süturda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

4.4.2. 5 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Yer Değiştirme Bulguları

Senaryo 4'e ait transversal yöndeki yer değiştirmeleri temsil eden X ekseni bulguları incelendiğinde:

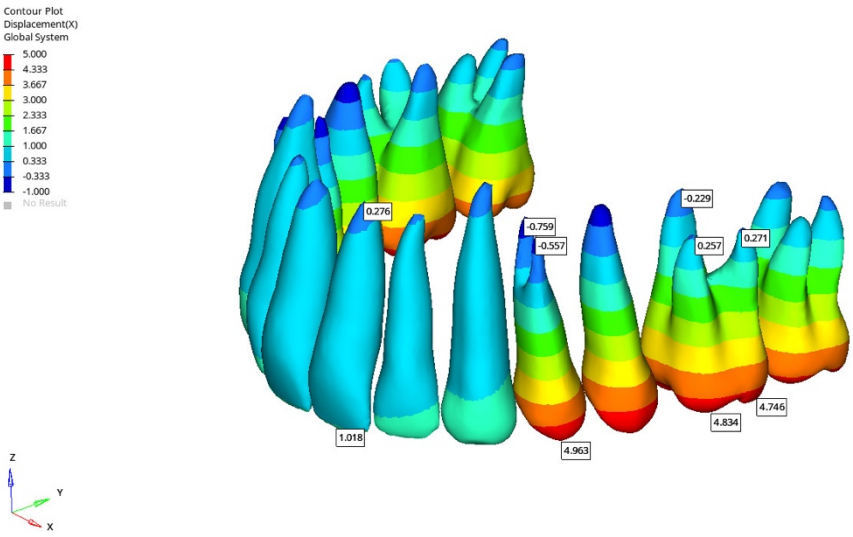
Bir numaralı dişte kuron bölgesinin +1,018 mm, kök ucunun ise +0,276 mm distal yönde yer değiştirdiği belirlenmiş; bu durum santral kesicide kuronun köke göre daha fazla distale yönelmesi sonucu, köklerin de harekete aynı yönde katıldığı bir kontrollü distal tipping oluştuğunu ortaya koymuştur.

Dört numaralı dişte yer değiştirme dağılımı daha karmaşık olup, kuronun bukkal tüberkülünün +4,963 mm ile belirgin bukkal hareket gösterdiği; buna karşılık bukkal kök apeksinde -0,557 mm, palatinal kök apeksinde ise -0,759 mm palatinal yönde yer değiştirme meydana geldiği saptanmıştır. Bu ters yönlü kuron-kök hareketleri, birinci premolarda kuvvetli bir kontrolsüz bukkal tipping paterni ortaya koymaktadır.

Altı numaralı dişte ise mezyobukkal ve distobukkal tüberküllerin sırasıyla +4,834 mm ve +4,746 mm bukkal yönde yer değiştirdiği görülmüştür. Kök yüzeyleri incelendiğinde; palatinal kök apeksinde -0,229 mm negatif yönlü (palatinal), bukkal kök apekslerinde ise +0,257 mm ve +0,271 mm pozitif yönlü (bukkal) deplasmanlar olduğu belirlenmiştir. Senaryo 3'ten farklı olarak bukkal köklerin kuronla aynı yönde hareket etmesi, ankrajın 4 minivida ile güçlendirilmesinin molar diş üzerindeki rotasyon

merkezini değiştirdiğini; ancak kuron ve kök arasındaki büyük deplasman farkının hala baskın bir tipping hareketine işaret ettiğini göstermektedir.

Tüm bu bulgular bir arada değerlendirildiğinde, X ekseni boyunca 1 numaralı dişlerde translasyon bileşeni içeren kontrollü distal tipping paterninin; 4 numaralı dişlerde köklerin zıt yöne gitmesiyle karakterize kontrolsüz bukkal tippingin; 6 numaralı dişlerde ise bukkal köklerin harekete kısmen katıldığı ancak palatinal kökün direndiği kompleks bir tipping mekaniğinin işlediği anlaşılmaktadır (Şekil 4.37).



Şekil 4.37: Senaryo 4'te dişlerde X ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Senaryo 4'e ait sagittal yöndeki hareket bileşenlerini gösteren Y ekseni verileri değerlendirildiğinde:

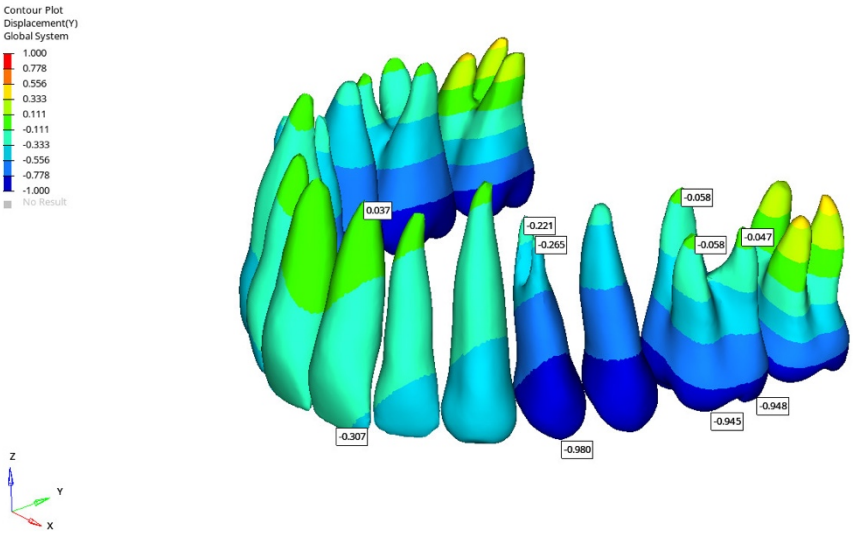
Bir numaralı dişte kuron bölgesinin -0,307 mm bukkal yönde, kök ucunun ise +0,037 mm palatinal yönde yer değiştirdiği belirlenmiş; bu durum santral kesicide kuronun bukkale, kökün ise palatinale yönelmesi sonucu zıt yönlü hareketten kaynaklanan kontrolsüz bukkal tipping oluştuğunu ortaya koymuştur.

Dört numaralı dişte yer değiştirme dağılımı incelendiğinde, kuronun -0,980 mm ile belirgin mezyal hareket gösterdiği; buna paralel olarak bukkal kök apeksinde -0,265 mm, palatinal kök apeksinde ise -0,221 mm yine mezyal yönde yer değiştirme meydana geldiği saptanmıştır. Senaryo 3'ten farklı olarak köklerin kuronla aynı yönde hareket

etmesi, birinci premolarda hareketin karakterinin kontrollü mezyal tipping formuna dönüştüğünü göstermektedir.

Altı numaralı dişte ise mezyobukkal ve distobukkal tüberküllerin sırasıyla -0,945 mm ve -0,948 mm mezyal yönde yer değiştirdiği, kök yüzeylerinde ise palatinal, mezyobukkal ve distobukkal kök apekslerinde -0,047 mm ile -0,058 mm arasında değişen negatif yönlü (mezyal) deplasmanlar görüldüğü belirlenmiştir. Köklerin kuron ile aynı yönde hareket etmesi, birinci moların genişleme kuvveti etkisiyle kontrollü mezyal tipping sergilediğini göstermektedir.

Tüm bu bulgular bir arada değerlendirildiğinde, Y ekseni boyunca 1 numaralı dişte kuron ve köklerin zıt yönlere hareket etmesi nedeniyle bukkal tipping paterninin devam ettiği; ancak 4 ve 6 numaralı posterior dişlerde kuron ve köklerin aynı yöne (mezyale) yöneldiği kontrollü mezyal tipping mekaniğinin işlediği anlaşılmaktadır. Bu durum, ankraj ünitesindeki minivida sayısının artırılmasının posterior dişlerin kök hareketleri üzerinde daha fazla kontrol sağladığını ortaya koymaktadır (Şekil 4.38).



Şekil 4.38: Senaryo 4'te dişlerde Y ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

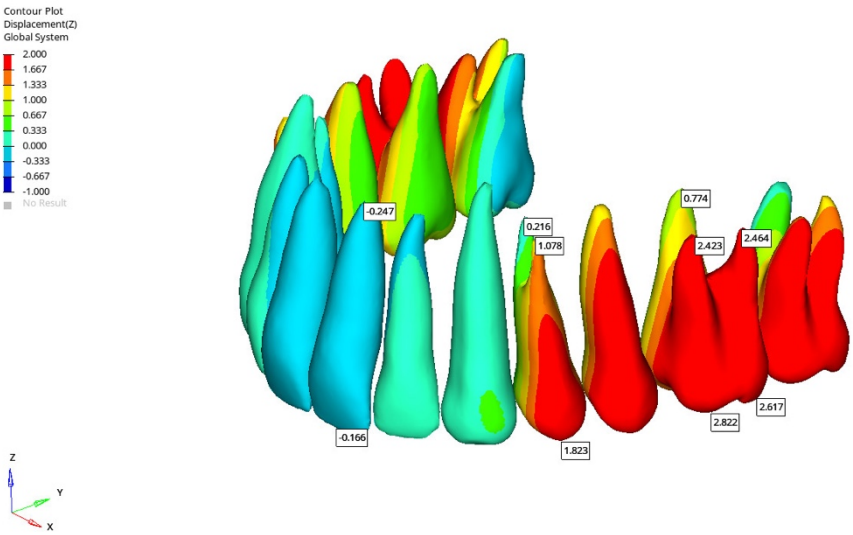
Senaryo 4 için oklüzogingival doğrultudaki değişimleri yansıtan Z ekseni analiz sonuçlarına göre:

Bir numaralı dişte apeks bölgesinde -0,247 mm, kuron bölgesinde ise -0,166 mm değerlerinin ölçülmesi, santral kesicinin oklüzal yönde hareket ettiğini göstermekte olup; bu dişte ekstrüzyon meydana geldiği anlaşılmaktadır.

Dört numaralı dişte kuron bölgesinde +1,823 mm, köklerde ise palatinalde +0,216 mm ile bukkalde +1,078 mm şeklinde pozitif değerler saptanmıştır. Hem kuronun hem de köklerin apikal yönde hareket etmesi, birinci premolarda tipping hareketine eşlik eden belirgin bir intrüzyon gerçekleştiğini göstermektedir.

Ankraj ünitesini oluşturan 6 numaralı molarda ise; mesiobukkal ve distobukkal tüberküllerde sırasıyla +2,822 mm ve +2,617 mm gibi yüksek değerlerde apikal yer değiştirme gözlenmiştir. Senaryo 3'ten farklı olarak, bu senaryoda palatinal kök apeksinin nötr kalmadığı ve +0,774 mm, bukkal kök apekslerinin ise +2,423 mm seviyelerinde apikal yönde hareket ettiği belirlenmiştir. Tüm bileşenlerin pozitif değer alması ve özellikle bukkal köklerin de yüksek oranda gömülmesi; 4 minivida desteğine rağmen yüksek kemik direncinin, molar dişte şiddetli bir intrüzyon yarattığını kanıtlamaktadır.

Tüm bulgular birlikte değerlendirildiğinde; Z ekseninde anterior bölgede ekstrüzyon, posterior bölgede ise (özellikle molar dişlerin tüm köklerini kapsayacak şekilde) artan miktarda intrüzyonun meydana geldiği anlaşılmaktadır. Bu durum, genişletme sırasında posterior dişlerin gömülmesi ve anterior dişlerin uzaması ile okluzal düzlem eğiminin değiştiğini göstermektedir (Şekil 4.39).



Şekil 4.39: Senaryo 4'te dişlerde Z ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

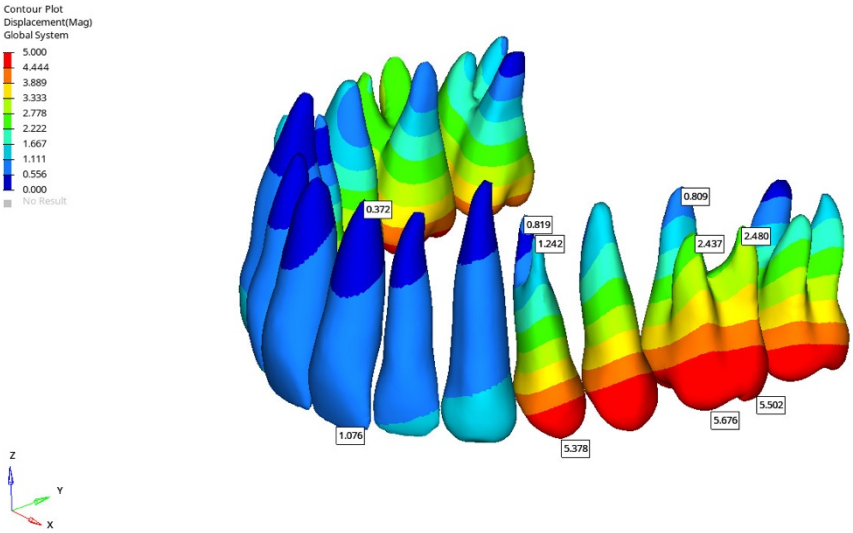
Bileşke yer değiştirme dağılımı incelendiğinde; X, Y ve Z eksenlerindeki tüm hareketlerin vektörel toplamı esas alınarak, dişlerin uzayda katettiği toplam mesafe ve hareketin yoğunlaştığı bölgeler değerlendirilmiştir.

Anterior bölgedeki 1 numaralı diş incelendiğinde; kuron bölgesinde 1,076 mm, apeks bölgesinde ise 0,372 mm bileşke yer değiştirme olduğu saptanmıştır. Kuron ve kök arasındaki farkın posterior dişlere kıyasla daha az olması, anterior bölgedeki hareketin daha sınırlı ancak tüm diş boyuna yayılan bir karakterde seyrettiğini göstermektedir.

Dört numaralı premolar dişin verileri incelendiğinde; kuron bölgesinde 5,378 mm gibi oldukça yüksek bir yer değiştirme değeri ölçülürken, kök apekslerinde bu değerin 0,819 mm (palatinal) ve 1,242 mm (bukkal) seviyelerine düştüğü görülmektedir. Kuron ve kök ucu arasındaki yaklaşık 5 katlık bu fark, hareketin neredeyse tamamen kuronda yoğunlaştığını ve köklerin harekete minimal düzeyde iştirak ettiğini kanıtlamaktadır.

Benzer bir tablo ankraj ünitesi olan 6 numaralı molarda da izlenmiştir. Dişin kuron bölgesinde maksimum 5,676 mm bileşke yer değiştirme kaydedilmiştir. Buna karşın kök apekslerinde değerlerin 0,809 mm (palatinal kök) ile 2,480 mm (bukkal kökler) arasında değiştiği saptanmıştır. Senaryo 3'e kıyasla bukkal köklerin hareket miktarındaki belirgin artış (4 minivida desteğine rağmen), molar dişin rotasyon merkezinin değiştiğini gösterse de; palatinal kökün yer değiştirme miktarının kurona göre çok düşük kalması, hareketin dişsel devrilme karakterini koruduğunu vurgulamaktadır.

Tüm bulgular bütüncül olarak değerlendirildiğinde; kemik direncinin yüksek olduğu ve ankrajın 4 minivida ile sağlandığı bu senaryoda, posterior dişlerde kuron deplasmanlarının kök deplasmanlarına oranla dramatik şekilde yüksek bulunması; elde edilen genişletmenin saf bir iskeletsel translasyon olmadığını, dişsel bir devrilmenin de ortaya çıktığını göstermektedir (Şekil 4.40).



Şekil 4.40: Senaryo 4'te dişlerde bileşke yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

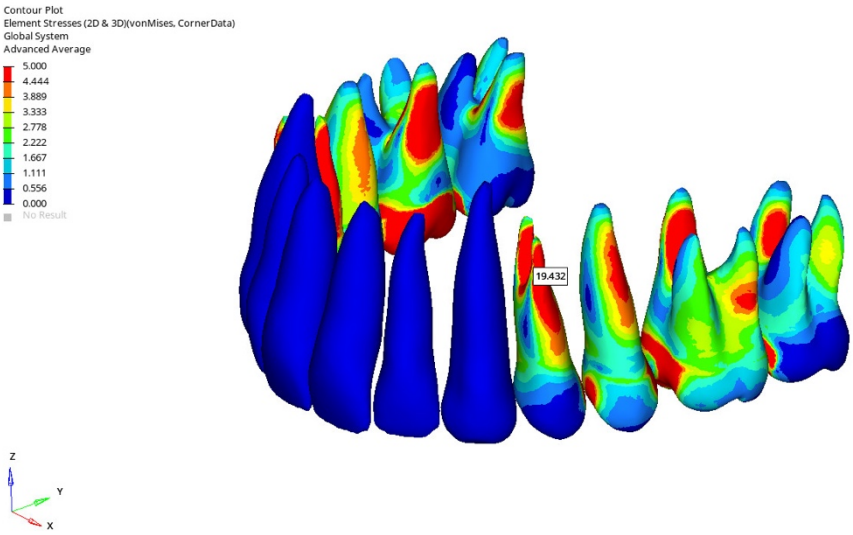
4.5. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.5.1. 0,25 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Von Mises Gerilme Bulguları

Midpalatal sütur dahil kraniyofasiyal bütün süturların olgunlaşmış olduğu modele 2 minivida destekli RME apareyi yerleştirilmiş ve 0,25'lik deplasman tatbiki sonrası dişlerdeki en yüksek gerilme 19,432 MPa ile 4 numaralı dişin kök bölgesinde yoğunlaşmıştır.

Hibrit apareyin destek ünitesiyle ilişkili posterior dişler incelendiğinde; gerilmenin özellikle 4 numaralı dişin apikal yarısında ve 6 numaralı dişin mezyal servikal bölgesi ile palatinal kök yüzeylerinde şiddetli bir artış gösterdiği (kırmızı alanların genişlediği) gözlenmiştir. İskeletsel direncin maksimum seviyede olduğu (midpalatal

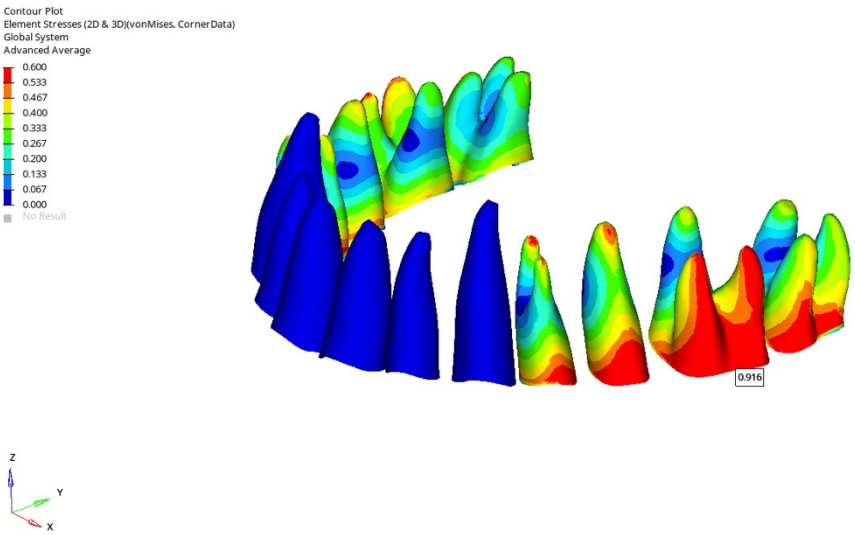
süturun da kapalı olduğu) bu senaryoda, sadece 2 minivida desteğinin kullanılması, yükün büyük bir kısmının dişlere binmesine neden olmuş ve ankraj dişleri üzerindeki stres birikimi önceki senaryolara kıyasla en yüksek değerlere ulaşmıştır (Şekil 4.41).



Şekil 4.41: Senaryo 5'te dişlerde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

PDL dokusu üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 0,916 MPa ile 6 numaralı molar dişin servikal bölgesinde tespit edilmiştir.

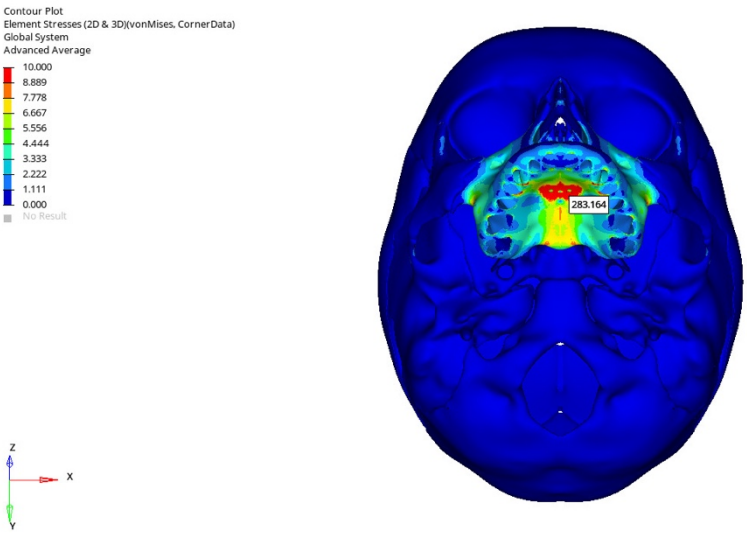
Gerilme birikiminin, apareyden kuvvet alan posterior dişlerin (premolar ve molar) servikal üçlüsünde yoğunlaştığı, kök apeksine doğru ilerledikçe bu değerlerin azaldığı gözlenmiştir. Midpalatal sütur dahil tüm yapıların kemikleşmiş olması, dişlerden kemiğe aktarılmaya çalışılan kuvvetin PDL arayüzünde sıkışmasına ve stresin artmasına neden olmuştur (Şekil 4.42).



Şekil 4.42: Senaryo 5'te Periodontal Ligamentlerdeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Maksiller kemik dokusu üzerindeki gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 283,164 MPa ile kuvvetin doğrudan uygulandığı minivida giriş deliklerinin çevresinde tespit edilmiştir.

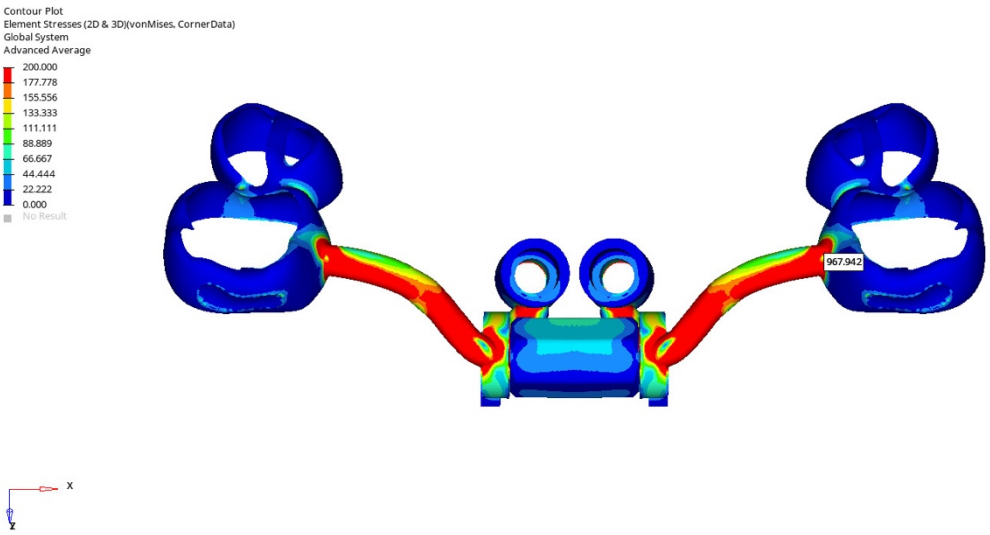
Midpalatal süturun da dahil olduğu tüm kraniyofasiyal süturların olgunlaşmış (kapalı) olması, maksillanın genişletmeye karşı maksimum iskeletsel direnç göstermesine neden olmuştur. Sütural arayüzlerde herhangi bir açılma veya esneme payının bulunmaması, uygulanan kuvvetin vida giriş bölgelerinde sıkışmasına ve gerilmenin kortikal kemik seviyesinde azalarak yayılmasına yol açmıştır (Şekil 4.43).



Şekil 4.43: Senaryo 5'te kemik dokusunda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Hyrax apareyi üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 967,942 MPa ile apareyin genişletme vidasını destek dişlerine bağlayan kollar üzerinde tespit edilmiştir.

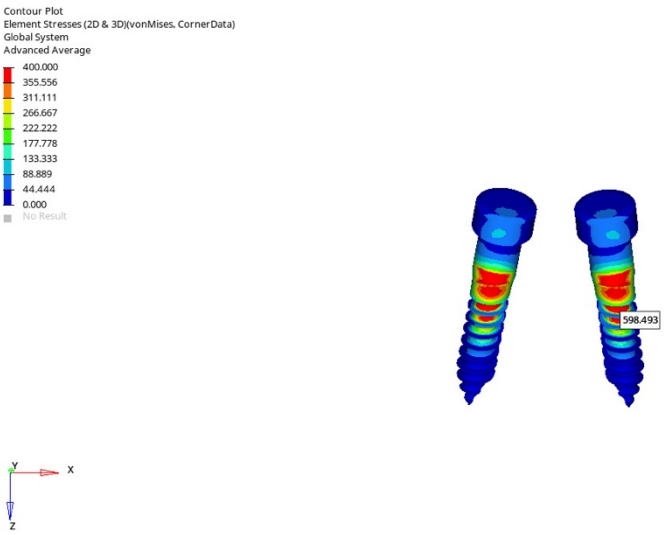
Kraniyofasiyal yapıdaki tüm süturların olgunlaşmış olması, genişletmeye karşı oluşan direnci maksimize etmiştir. Bu yüksek iskeletsel direnç karşısında, kuvvetin iletimini sağlayan metal kolların büküm noktalarında ve diş bantları ile birleşim bölgelerinde gerilmenin yoğunlaştığı (kırmızı ve sarı alanlar) gözlenmiştir. Buna karşın, apareyin rijit gövdesini oluşturan orta kısımdaki vida mekanizması ve dişleri saran bant kısımlarında gerilme değerlerinin daha düşük seviyelerde seyrettiği saptanmıştır (Şekil 4.44).



Şekil 4.44: Senaryo 5'te Hyrax apareyinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Minividalar üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 598,493 MPa ile vidaların boyun bölgelerinde tespit edilmiştir.

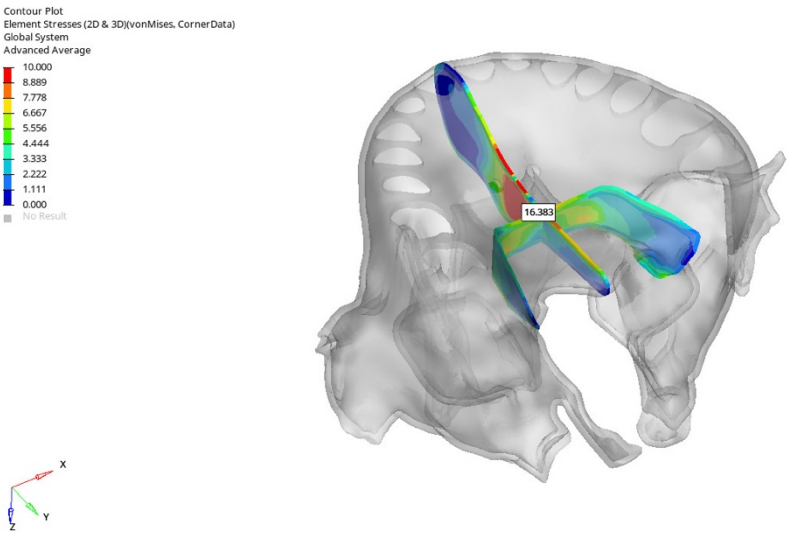
İskeletsel yapıların tamamen olgunlaştığı bu senaryoda, genişletme kuvvetine karşı kemik dokusunun gösterdiği maksimum direnç, vidalar üzerinde ciddi bir stres birikimine yol açmıştır. Yükün sadece 2 minivida tarafından karşılanması nedeniyle, özellikle kortikal kemik giriş seviyesinde yoğunlaşan gerilmenin vida boyunlarında kritik seviyelere ulaştığı görülmüştür (Şekil 4.45).



Şekil 4.45: Senaryo 5'te minividalarda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Midpalatal sütur dokusu üzerindeki gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 16,383 MPa ile sütur hattı üzerinde tespit edilmiştir.

Bu senaryoda midpalatal süturun da diğer kraniyofasiyal süturlar gibi olgunlaşmış (kapalı) kabul edilmesi, yapının genişletme kuvvetine karşı esnemek yerine rijit bir direnç göstermesine neden olmuştur. Sütur dokusunun açılmaya karşı gösterdiği bu yüksek direnç, gerilmenin dağılamayıp doğrudan sütur arayüzünde birikmesine yol açmış ve önceki senaryolara kıyasla gerilme değerlerinde yüz kattan fazla (Senaryo 3'te 0,121 MPa) bir artış meydana gelmiştir (Şekil 4.46).



Şekil 4.46: Senaryo 5'te midpalatal süturda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

4.5.2. 5 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Yer Değiştirme Bulguları

Senaryo 5'e ait transversal yöndeki yer değiştirmeleri temsil eden X ekseni bulguları incelendiğinde:

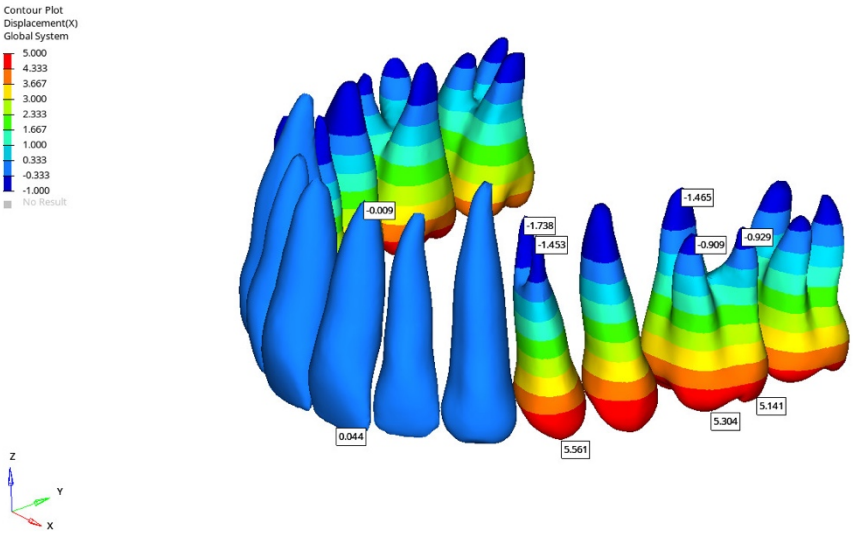
Bir numaralı dişte kuron bölgesinin +0,044 mm, kök ucunun ise -0,009 mm gibi ihmal edilebilir düzeyde bir yer değiştirme sergilediği belirlenmiştir. Midpalatal süturun ve diğer tüm süturların kapalı olması sonucu anterior bölgede santral kesici diş konumunu neredeyse korumuştur.

Dört numaralı dişte yer değiştirme dağılımı incelendiğinde; kuronun bukkal tüberkülünün +5,561 mm ile oldukça yüksek miktarda bukkal hareket gösterdiği; buna karşılık bukkal kök apeksinde -1,453 mm, palatinal kök apeksinde ise -1,738 mm palatinal yönde yer değiştirme meydana geldiği saptanmıştır. Kuronun aşırı miktarda dışarı (bukkal), köklerin ise içeri (palatinal) yönelmesi; premolar dişte şimdiye kadarki senaryolar arasındaki en şiddetli kontrolsüz bukkal tipping paterninin oluştuğunu göstermektedir.

Altı numaralı dişte ise mezyobukkal ve distobukkal tüberküllerin sırasıyla +5,304 mm ve +5,141 mm bukkal yönde yer değiştirdiği görülmüştür. Kök yüzeyleri incelendiğinde; palatinal kök apeksinin -1,465 mm, bukkal kök apekslerinin ise -0,909 mm ve -0,929 mm değerleriyle palatinal yönde hareket ettiği belirlenmiştir. Molar dişin

tüm köklerinin kuron hareketiyle tamamen zıt yöne (negatif değerlere) gitmesi, iskeletsel direncin aşılamadığı bu senaryoda dişin dönme merkezinin köklerin ortasına kaydığını ve dişin olduğu yerde şiddetle devrildiğini (kontrolsüz tipping) kanıtlamaktadır.

Tüm bu bulgular bir arada değerlendirildiğinde; X ekseni boyunca 1 numaralı dişin neredeyse hareketsiz kaldığı, 4 ve 6 numaralı posterior dişlerde ise uygulanan kuvvetin dişsel devrilmeyle sonuçlandığı anlaşılmaktadır (Şekil 4.47).



Şekil 4.47: Senaryo 5'te dişlerde X ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Senaryo 5'e ait sagittal yöndeki hareket bileşenlerini gösteren Y ekseni verileri değerlendirildiğinde:

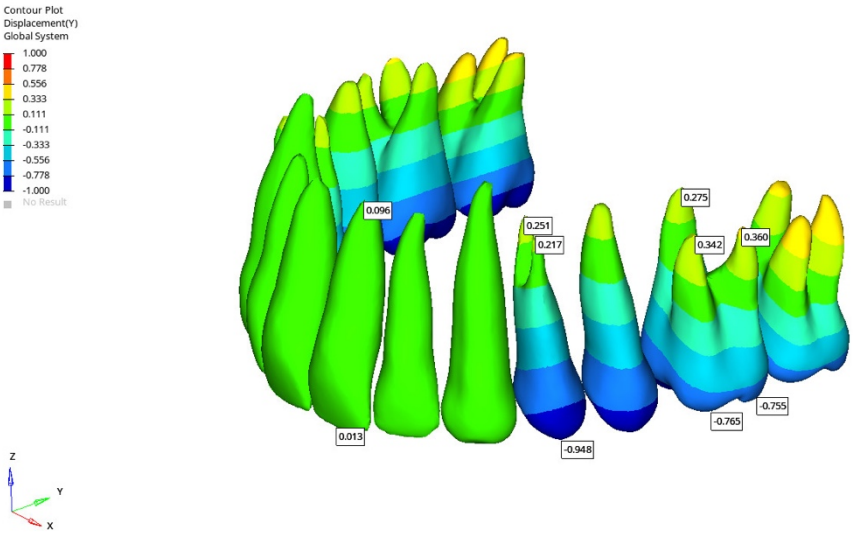
Bir numaralı dişte kuron bölgesinin +0,096 mm, kök ucunun ise +0,013 mm değerlerini aldığı ve minimal düzeyde palatinal hareket ettiği görülmüştür. Değerlerin sıfıra oldukça yakın olması ve ihmal edilebilir düzeyde kalması, X ekseninde olduğu gibi Y ekseninde de midpalatal süturun kapalı olmasının anterior bölgedeki hareketliliği kısıtladığını doğrulamaktadır.

Dört numaralı dişte yer değiştirme dağılımı incelendiğinde; kuronun -0,948 mm ile belirgin bir mezial hareket gösterdiği; buna karşılık bukkal ve palatinal kök apekslerinin +0,217 mm ve +0,251 mm değerleri ile distal yönde yer değiştirdiği saptanmıştır. Kuronun meziale, köklerin ise distale doğru zıt yönlerde hareket etmesi,

premolar dişte belirgin bir kontrolsüz mezial tipping mekaniğinin işlediğini ortaya koymaktadır.

Altı numaralı dişte ise tüberküllerin -0,755 mm ve -0,765 mm mezial yönde yer değiştirdiği, kök yüzeylerinde ise apekslerin +0,275 mm, +0,342 mm ve +0,360 mm değerleriyle distal yönde hareket ettiği belirlenmiştir. Senaryo 4'te (4 vidalı ankrajda) köklerin de mezial harekete katıldığı kontrollü devrilme izlenirken; Senaryo 5'te (2 vidalı ve tam dirençli yapıda) köklerin kuronla tamamen zıt yöne (distale) hareketi, molar dişin rotasyon merkezinin kök arasına kaydığını ve dişin şiddetli bir kontrolsüz mezial tipping sergilediğini kanıtlamaktadır.

Tüm bu bulgular bir arada değerlendirildiğinde; tam kemikleşmiş yapıda 2 minivida desteğinin dişlerin kök kontrolünü sağlamada yetersiz kaldığı, posterior dişlerin kuronlarının meziale, köklerinin distale devrildiği kaotik bir hareket paterni oluştuğu anlaşılmaktadır (Şekil 4.48).



Şekil 4.48: Senaryo 5'te dişlerde Y ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

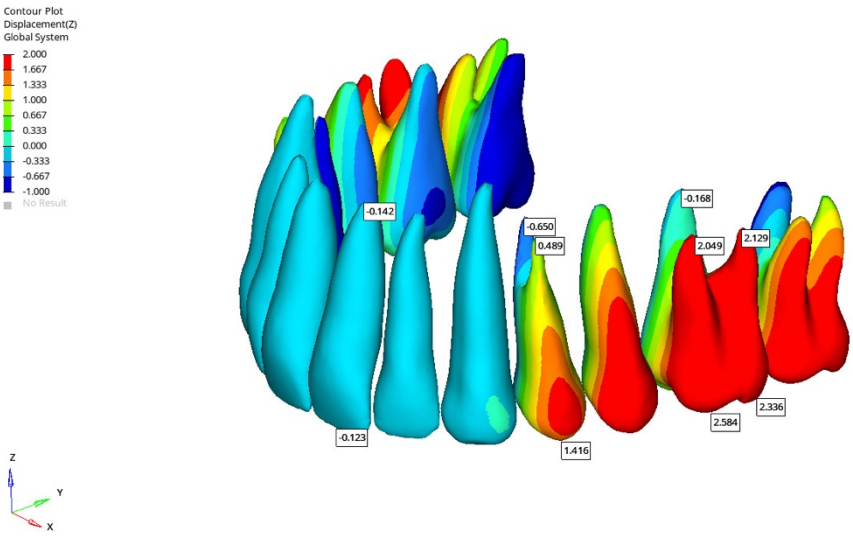
Senaryo 5 için oklüzogingival doğrultudaki değişimleri yansıtan Z ekseni analiz sonuçlarına göre:

Bir numaralı dişte kuron bölgesinin -0,123 mm, kök ucunun ise -0,142 mm değerlerini aldığı görülmüştür. Her iki bölgenin de oklüzal yönde hareket etmesi, santral kesici dişlerde hafif miktarda ekstrüzyon meydana geldiğini göstermektedir.

Dört numaralı dişte kuron bölgesinde +1,416 mm , bukkal kök apeksinde +0,489 mm ve palatinal kök apeksinde -0,650 mm yer değiştirme saptanmıştır. Dişin bukkal tarafının intrüzyon, palatinal kökünün ise ekstrüzyonu; premolar dişte meydana gelen şiddetli bukkal devrilme hareketine, bukkal tüberküllerin gömüldüğü bir intrüzyonun eşlik ettiğini göstermektedir.

Ankraj ünitesini oluşturan 6 numaralı molarda ise; bukkal tüberküllerin +2,584 mm ve +2,336 mm gibi oldukça yüksek değerlerde apikal yer değiştirme sergilediği; buna karşılık palatinal kök apeksinin -0,168 mm değeri ile oklüzal yönde hareket ettiği belirlenmiştir. Bukkal tüberküllerin ve bukkal köklerin (+2,049 mm ve +2,129 mm) şiddetle gömülmesi, palatinal kökün ise zıt yönde hareket etmesi; palatinal tüberkülün sarkarak dişin oklüzal düzlemden uzaklaşıp bukkal yöne doğru devrildiğini, bu sırada ciddi bir intrüzyon kuvvetine maruz kaldığını göstermektedir.

Tüm bulgular birlikte değerlendirildiğinde; tam kemikleşmiş yapıda 2 minivida ile yapılan genişletme denemesinde, posterior dişlerin bukkal tüberküllerinin aşırı miktarda intrüzyon, anterior dişlerin ise hafifçe ekstrüze olduğu görülmüştür. Bu durum, posterior dişlerin devrilerek gömülmesi sonucu oklüzal düzlemin eğiminin değiştiğine işaret etmektedir (Şekil 4.49).



Şekil 4.49: Senaryo 5'te dişlerde Z ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

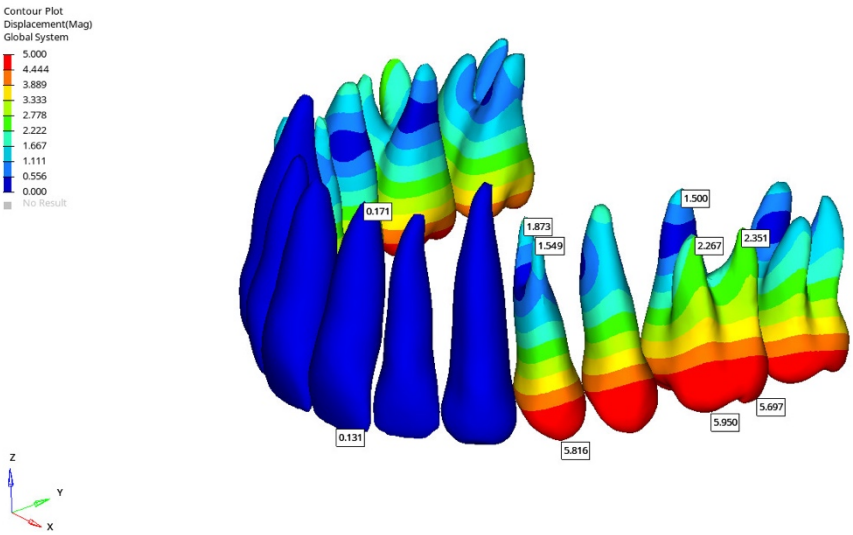
Bileşke yer değiştirme dağılımı incelendiğinde; X, Y ve Z eksenlerindeki tüm hareketlerin vektörel toplamı esas alınarak, dişlerin uzayda katettiği toplam mesafe ve hareketin yoğunlaştığı bölgeler değerlendirilmiştir.

Anterior bölgedeki 1 numaralı diş incelendiğinde; kuron bölgesinde 0,131 mm, apeks bölgesinde ise 0,171 mm gibi oldukça düşük bileşke yer değiştirme değerleri saptanmıştır. Midpalatal süturun tam olgunlaşması anterior dişlerin hareketini kısıtlamış ve bu bölgedeki yer değiştirmeyi ihmal edilebilir düzeyde bırakmıştır.

Dört numaralı premolar dişin verileri incelendiğinde; kuron bölgesinde 5,816 mm gibi maksimum seviyede bir yer değiştirme ölçülürken, kök apekslerinde bu değerin 1,549 mm ve 1,873 mm seviyelerinde kaldığı görülmektedir. Kuron ve kök arasındaki bu drastik fark, iskeletsel direncin aşılamadığı durumlarda genişletme kuvvetinin dişin kuronuna tipping yaptırarak ne kadar büyük bir dişsel harekete zorladığını kanıtlamaktadır.

Ankraj ünitesini oluşturan 6 numaralı molarda da benzer ve şiddetli bir tablo izlenmiştir. Dişin kuron bölgesinde 5,950 mm bileşke yer değiştirme kaydedilmiştir. Buna karşın kök apekslerinde değerlerin 1,500 mm ile 2,351 mm arasında değiştiği saptanmıştır. Kuron bölgesindeki yaklaşık 6 mm'lik devasa yer değiştirmeye karşılık köklerin çok daha az hareket etmesi; 2 minivida desteğinin tam kemikleşmiş bir yapıyı açmaya yetmediğini ve molar dişin, kökleri etrafında dönerek kontrolsüzce devrildiğini doğrulamaktadır.

Tüm bulgular bütüncül olarak değerlendirildiğinde; kraniyofasiyal süturların tamamının kapalı olduğu ve sadece 2 minivida desteğinin sağlandığı bu en zorlu senaryoda, elde edilen yer değiştirmenin çoğunun dişsel olduğu ve posterior dişlerin periodonsiyumu ve alveol kemiği üzerinde yıkıcı olabilecek düzeyde bir devrilme hareketinin oluştuğu sonucuna varılmıştır (Şekil 4.50).



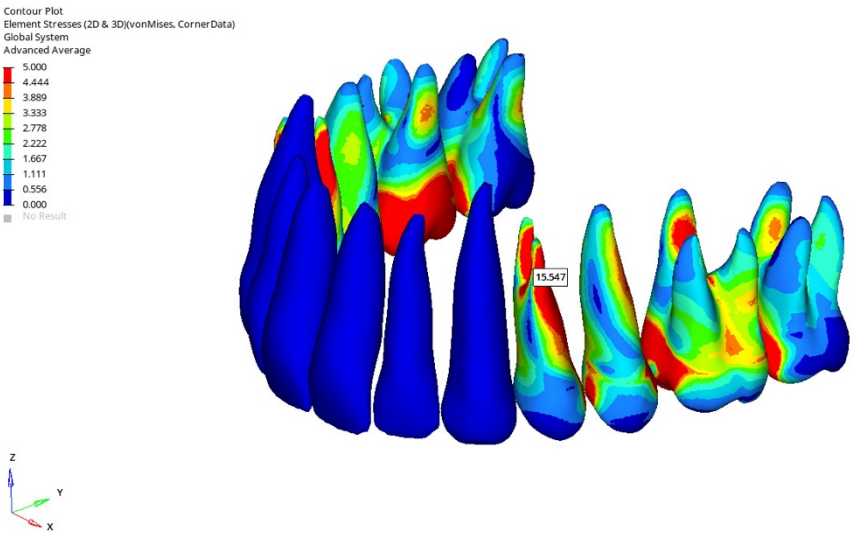
Şekil 4.50: Senaryo 5'te dişlerde bileşke yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

4.6. SENARYOYA AİT BULGULAR

4.6.1. 0,25 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Von Mises Gerilme Bulguları

Midpalatal sütur dahil kraniyofasiyal bütün süturların olgunlaşmış olduğu modele 4 minivida destekli RME apareyi yerleştirilmiş ve 0,25'lik deplasman tatbiki sonrası dişlerdeki en yüksek gerilme 15,547 MPa ile 4 numaralı dişin kök bölgesinde yoğunlaşmıştır.

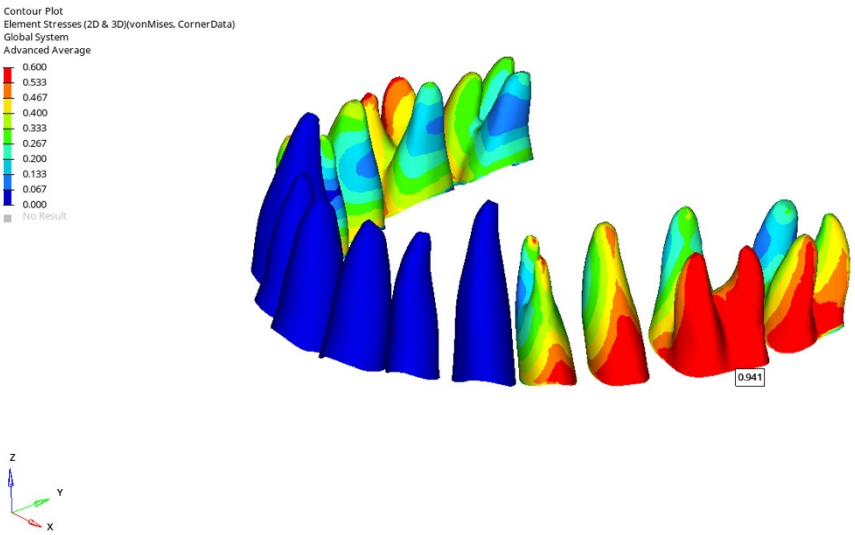
Hibrit apareyin destek ünitesiyle ilişkili posterior dişler incelendiğinde; gerilmenin yine 4 ve 6 numaralı dişlerin kök yüzeylerinde ve 6 numaralı dişin palatinal yüzeyinde belirginleştiği görülmüştür. İskeletsel direncin maksimum düzeyde olduğu bu senaryoda, ankraj ünitesinin 4 minivida ile güçlendirilmesi dişler üzerine gelen stres yükünde 5. Senaryoya göre belirgin bir azalma sağlamıştır. Minivida sayısındaki artışın, yüksek kemik direncine karşı oluşan reaksiyon kuvvetlerini daha etkin paylaştığı ve dişleri aşırı yüklenmeden kısmen koruduğu değerlendirilmiştir (Şekil 4.51).



Şekil 4.51: Senaryo 6'da dişlerde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Periodontal Ligament dokusu üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 0,941 MPa ile 6 numaralı molar dişin servikal bölgesinde tespit edilmiştir.

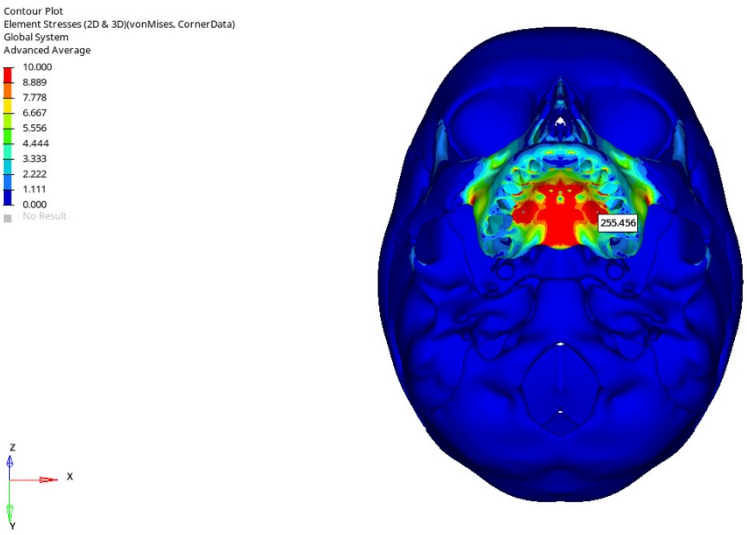
Gerilme dağılımı detaylandırıldığında; premolar dişlerde stresin servikal üçlüde yoğunlaştığı ve apikale doğru gidildikçe azaldığı gözlenmiştir. Ancak 6 numaralı molar dişin bukkal köklerinin bukkal yüzeylerinde gerilme yoğunluğunun apikale doğru azalmadığı ve bukkal kök yüzeyi boyunca yüksek seviyelerde seyrettiği belirlenmiştir. Kraniyofasiyal süturların tamamının kapalı olması, özellikle genişletme yönündeki direnç nedeniyle molar dişin bukkal kök periodonsiyumu üzerinde stresin geniş bir yüzeye yayılmasına neden olmuştur. (Şekil 4.52).



Şekil 4.52: Senaryo 6'da Periodontal Ligamentlerdeki Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Maksiller kemik dokusu üzerindeki gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 255,456 MPa ile kuvvetin aktarıldığı 4 adet minivida giriş deliğinin çevresinde tespit edilmiştir.

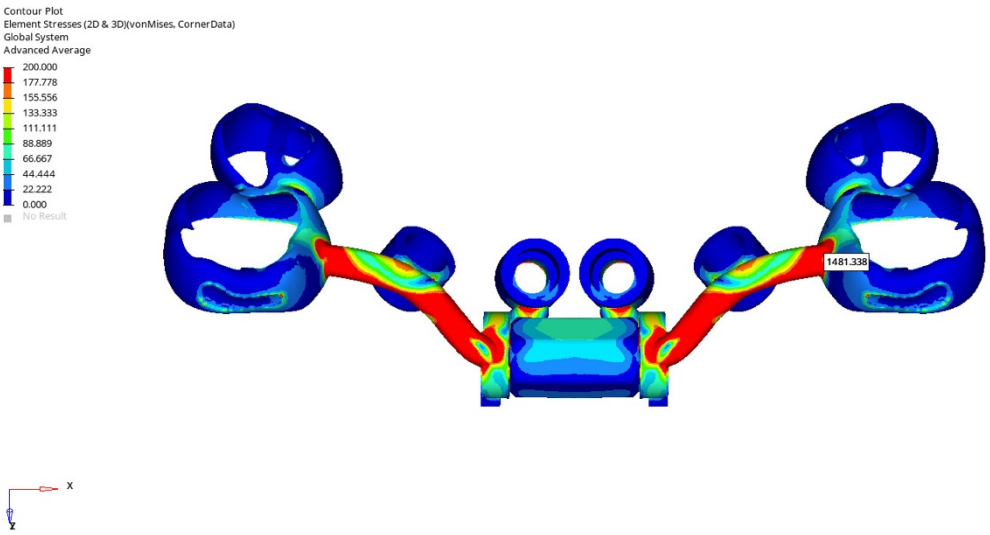
Midpalatal sütur dahil tüm kraniyofasiyal süturların olgunlaşmış olması, kemik dokusunun genişletme kuvvetine karşı rijit bir bütün olarak direnç göstermesine neden olmuştur. Ankraj ünitesinin 4 minivida ile oluşturulması, bu yüksek iskeletsel dirence karşı oluşan gerilimin dört farklı noktaya bölünmesini sağlamıştır. Bu tasarım sayesinde, gerilme konsantrasyonları vida girişleri çevresine daha geniş bir alana yayılmış ve daha dengeli bir yayılım göstermiştir (Şekil 4.53).



Şekil 4.53: Senaryo 6'da kemik dokusunda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Hyrax apareyi üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 1481,338 MPa ile apareyin genişletme vidasını destek dişlerine ve minivida bağlantılarına bağlayan kollar üzerinde tespit edilmiştir.

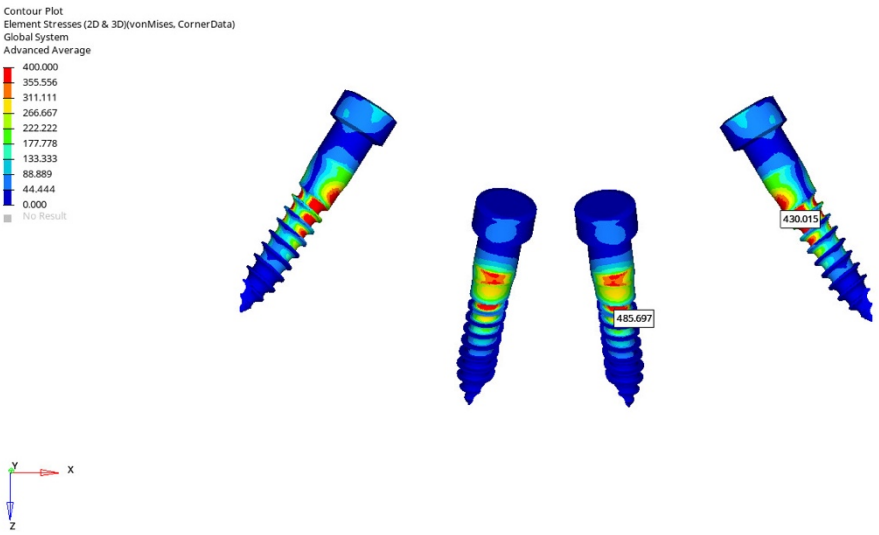
İskeletsel yapının genişletmeye karşı gösterdiği maksimum direnç ve bu dirence karşı ankrajın 4 adet minivida ile rijit bir şekilde desteklenmesi, aparey bileşenleri üzerinde oluşan iç gerilimin en üst seviyelere çıkmasına neden olmuştur. Kemik dokusunun genişlememesi ve sabit kalması nedeniyle, vida aktivasyonuyla üretilen kuvvetin yarattığı stresin büyük oranda apareyin metal bağlantı kollarında ve büküm noktalarında absorbe edildiği görülmüştür (Şekil 4.54).



Şekil 4.54: Senaryo 6'da Hyrax apareyinde oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Minividalar üzerinde oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 485,697 MPa ile vidaların boyun bölgelerinde tespit edilmiştir. Posterior bölgeye yerleştirilen minividalarda ise maksimum gerilme değerinin 430,015 MPa olduğu görülmüştür.

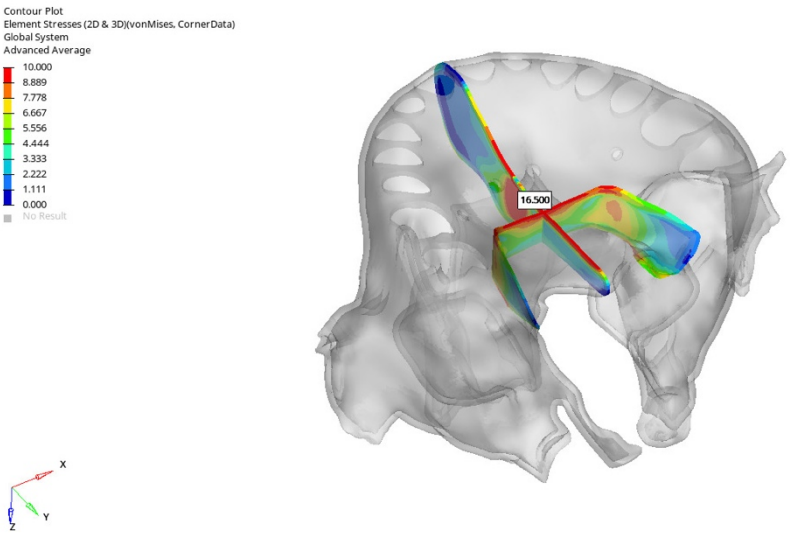
Midpalatal sütur dahil tüm yapıların kapalı olduğu bu senaryoda, kemik dokusunun göstermiş olduğu maksimum direnç, vidalar üzerinde ciddi reaksiyon kuvvetleri oluşturmuştur. Ankraj ünitesinin 4 minivida ile güçlendirilmiş olması, bu yüksek direnç kaynaklı yükün dört farklı vida arasında paylaştırılmasına olanak tanımıştır. Yükün paylaşılması sayesinde, vidaların boyun bölgelerinde yoğunlaşan gerilmenin iki vida üzerinde yıkıcı seviyelere ulaşması engellenmiş ve stres vida grubunun tamamına dağıtılmıştır (Şekil 4.55).



Şekil 4.55: Senaryo 6'da minividalarda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Midpalatal sütur dokusu üzerindeki gerilme dağılımı incelendiğinde, en yüksek Von Mises gerilme değeri 16,500 MPa ile sütur hattı üzerinde tespit edilmiştir.

Bu senaryoda midpalatal süturun olgunlaşmış yapısı, genişletme kuvvetine karşı herhangi bir esneme veya açılma cevabı verememiştir. Ankraj ünitesinin 4 minivida ile güçlendirilmiş olması kemik dokusundaki stresi dağıtsa da; süturun açılmaya karşı gösterdiği mutlak iskeletsel direnç, kuvvetin bu arayüzde sıkışmasına ve gerilme değerlerinin sönümlenemeyip sütur hattı boyunca Senaryo 5'e benzer şekilde kritik seviyelerde birikmesine neden olmuştur (Şekil 4.56).



Şekil 4.56: Senaryo 6'da midpalatal süturda oluşan Von Mises gerilme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

4.6.2. 5 mm Deplasman Tatbiki Sonrası Yer Değiştirme Bulguları

Senaryo 6'ya ait transversal yöndeki yer değiştirmeleri temsil eden X ekseni bulguları incelendiğinde:

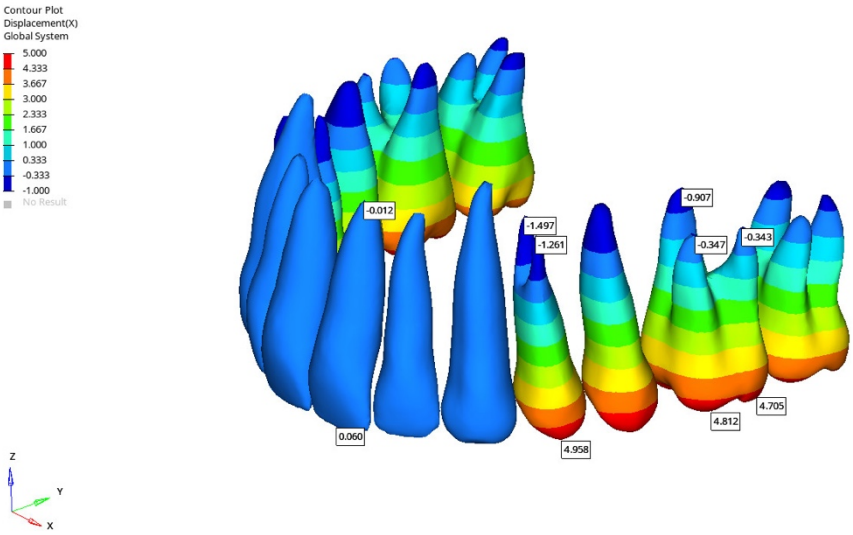
Bir numaralı dişte kuron bölgesinin +0,060 mm, kök ucunun ise -0,012 mm gibi ihmal edilebilir düzeyde yer değiştirme sergilediği belirlenmiştir. 4 minivida desteğine rağmen, midpalatal süturun ve diğer tüm süturların kapalı olması; santral kesici diş konumunda neredeyse değişiklik gerçekleşmemesine neden olmuştur.

Dört numaralı dişte yer değiştirme dağılımı incelendiğinde; kuronun bukkal tüberkülünün +4,958 mm ile yüksek miktarda bukkal hareket gösterdiği; buna karşılık bukkal kök apeksinde -1,261 mm, palatinal kök apeksinde ise -1,497 mm palatinal yönde yer değiştirme meydana geldiği saptanmıştır. Kuronun bukkale, köklerin ise palatinale yöneldiği bu zıt yönlü hareket tablosu; premolar dişte şiddetli bir kontrolsüz bukkal tipping paterninin oluştuğunu göstermektedir.

Altı numaralı dişte ise mezyobukkal ve distobukkal tüberküllerin sırasıyla +4,812 mm ve +4,705 mm bukkal yönde yer değiştirdiği görülmüştür. Kök yüzeyleri incelendiğinde; palatinal kök apeksinin -0,907 mm, bukkal kök apekslerinin ise -0,347 mm ve -0,343 mm değerleriyle palatinal yönde hareket ettiği belirlenmiştir. Ankraj ünitesinin 4 minivida ile güçlendirilmiş olmasına rağmen, iskeletsel direncin aşılamaması

nedeniyle molar dişin tüm köklerinin kuron hareketiyle zıt yöne hareket ettiği; bu durumun da dişin kontrolsüz tipping hareketini kanıtladığı görülmüştür.

Tüm bu bulgular bir arada değerlendirildiğinde; X ekseni boyunca 1 numaralı dişin neredeyse stabil kaldığı, 4 ve 6 numaralı dişlerde ise 4 minivida desteğine rağmen uygulanan kuvvetin büyük oranda dişsel devrilmeye dönüştüğü anlaşılmaktadır (Şekil 4.57).



Şekil 4.57: Senaryo 6'da dişlerde X ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

Senaryo 6'ya ait sagittal yöndeki hareket bileşenlerini gösteren Y ekseni verileri değerlendirildiğinde:

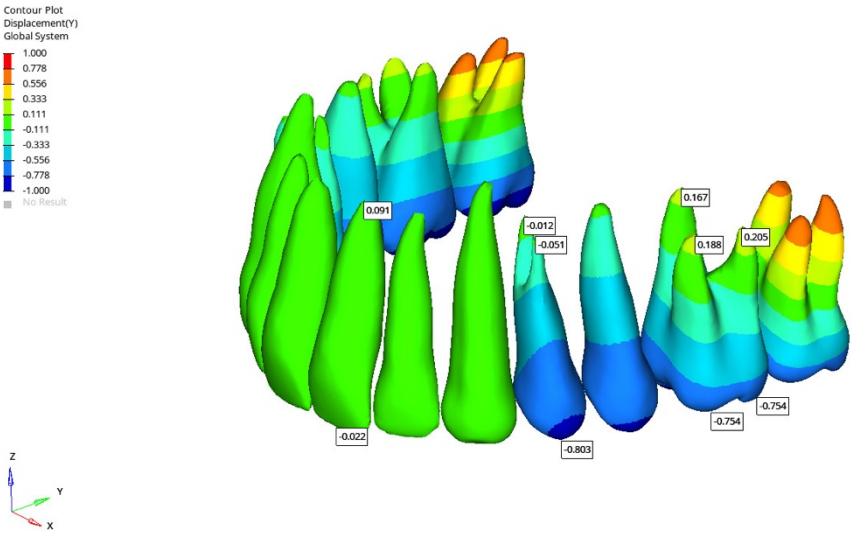
Bir numaralı dişte kuron bölgesinin +0,091 mm değer ile palatinal yönde, kök ucunun ise -0,022 mm değer ile bukkal yönde yer değiştirdiği belirlenmiştir. Değerlerin sıfıra oldukça yakın olması ve ihmal edilebilir düzeyde kalması, X ekseninde olduğu gibi Y ekseninde de midpalatal süturun kapalı olmasının anterior bölgedeki hareketliliği kısıtladığını doğrulamaktadır.

Dört numaralı dişte yer değiştirme dağılımı incelendiğinde; kuronun -0,803 mm ile belirgin bir mezial hareket gösterdiği; buna karşılık bukkal kök apeksinin -0,051 mm, palatinal kök apeksinin ise -0,012 mm değerleri ile nötre yakın (çok hafif mezial) kaldığı saptanmıştır. Kuronun belirgin şekilde meziale gitmesi ancak köklerin bu harekete

neredeyse hiç eşlik etmemesi, premolar dişte rotasyon merkezinin apeks civarında olduğu bir kontrollü mezial tipping hareketinin gerçekleştiğini göstermektedir.

Altı numaralı dişte ise tüberküllerin -0,754 mm civarında mezial yönde yer değiştirdiği, kök yüzeylerinde ise apekslerin +0,167 mm (palatinal), +0,188 mm ve +0,205 mm (bukkal) değerleriyle distal yönde hareket ettiği belirlenmiştir. Ankrajın 4 minivida ile güçlendirilmiş olmasına rağmen, iskeletsel direncin aşılamadığı bu senaryoda; molar dişin kuronunun meziale, köklerinin ise distale savrulduğu zıt yönlü bir hareket paterni oluşmuştur. Bu durum, molar dişin kontrolsüz mezial tipping ile devrildiğini kanıtlamaktadır.

Tüm bu bulgular bir arada değerlendirildiğinde; 4 minivida desteğinin, anterior bölgedeki dişlerde hareketi minimuma indirerek stabilite sağladığı; ancak kuvvetin uygulandığı posterior bölgede, kemik direncinin aşılamaması sebebiyle premolar ve molar dişlerin meziale tipping eğiliminin önüne geçilemediği anlaşılmaktadır (Şekil 4.58).



Şekil 4.58: Senaryo 6'da dişlerde Y ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

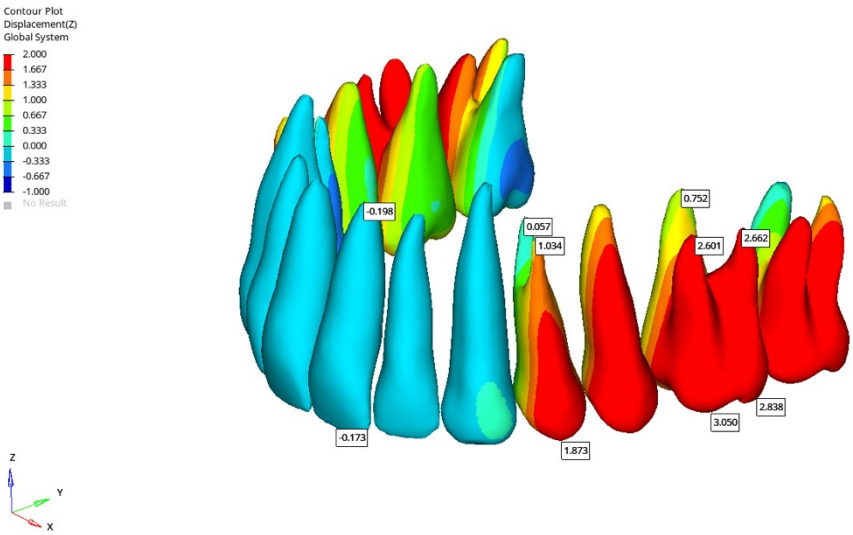
Senaryo 6 için oklüzogingival doğrultudaki değişimleri yansıtan Z ekseni analiz sonuçlarına göre:

Bir numaralı dişte kuron bölgesinin -0,173 mm, kök ucunun ise -0,198 mm değerlerini aldığı görülmüştür. Her iki bölgenin de oklüzal yönde hareket etmesi, santral kesici dişlerde hafif miktarda bir ekstrüzyon meydana geldiğini göstermektedir.

Dört numaralı dişte kuron bölgesinde +1,873 mm apikal, bukkal kök apeksinde +1,034 mm apikal ve palatinal kök apeksinde +0,057 mm nötre yakın apikal yer değiştirme saptanmıştır. Kuronun ve bukkal kökün belirgin şekilde gömülmesi, palatinal kökün ise hareketsiz kalması; premolar dişte meydana gelen bukkal devrilme hareketine, bukkal tüberküllerin gömüldüğü bir intrüzyonun eşlik ettiğini kanıtlamaktadır.

Ankraj ünitesini oluşturan 6 numaralı molarda ise; bukkal tüberküllerin +3,050 mm ve +2,838 mm gibi oldukça yüksek değerlerde apikal yer değiştirme sergilediği görülmüştür. Kök seviyesinde incelendiğinde; bukkal kök apekslerinin +2,601 mm ve +2,662 mm değerleriyle şiddetle gömüldüğü, palatinal kök apeksinin ise +0,752 mm değer ile daha az miktarda intrüzyona uğradığı belirlenmiştir. Molar dişin tüm bileşenlerinin pozitif (apikal) değer alması ve özellikle bukkal tarafın aşırı miktarda gömülmesi; 4 minivida desteğine ve kapalı sütur direncine maruz kalan dişin, kemik içine doğru şiddetli intrüzyon gösterirken hafifçe de bukkale devrildiğini ortaya koymaktadır.

Tüm bulgular birlikte değerlendirildiğinde; tam kemikleşmiş yapıda ve 4 minivida ankrajında, posterior dişlerin (özellikle bukkal kısımlarının) aşırı miktarda intrüzyona uğradığı, anterior dişlerin ise hafifçe ekstrüzyon gösterdiği belirlenmiştir. Bu durum, genişletme kuvvetinin kemiği açamadığı durumlarda, posterior dişlerin gömülerek oklüzal düzlemin değişmesine neden olduğunu doğrulamaktadır (Şekil 4.59).



Şekil 4.59: Senaryo 6'da dişlerde Z ekseninde oluşan yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

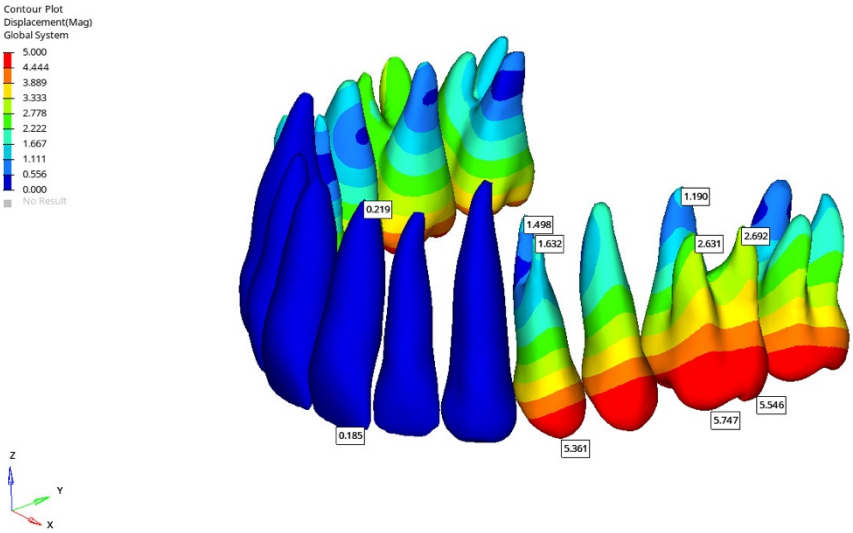
Bileşke yer değiştirme dağılımı incelendiğinde; X, Y ve Z eksenlerindeki tüm hareketlerin vektörel toplamı esas alınarak, dişlerin uzayda katettiği toplam mesafe ve hareketin yoğunlaştığı bölgeler değerlendirilmiştir.

Anterior bölgedeki 1 numaralı diş incelendiğinde; kuron bölgesinde 0,185 mm, apeks bölgesinde ise 0,219 mm gibi oldukça düşük bileşke yer değiştirme değerleri saptanmıştır. Midpalatal süturun kapalı olması anterior dişlerin hareketini kısıtlamış ve bu bölgedeki yer değiştirmeyi ihmal edilebilir düzeyde bırakmıştır.

Dört numaralı premolar dişin verileri incelendiğinde; kuron bölgesinde 5,361 mm gibi yüksek bir yer değiştirme değeri ölçülürken, kök apekslerinde bu değerin 1,498 mm ve 1,632 mm seviyelerinde kaldığı görülmektedir. Kuron ve kök arasındaki yaklaşık 3,5 katlık fark, 4 minivida desteğine rağmen iskeletsel direncin aşılamadığı durumlarda, genişletme kuvvetinin şiddetli bir kontrolsüz tippinge neden olduğunu kanıtlamaktadır.

Ankraj ünitesini oluşturan 6 numaralı molarda da benzer bir tablo izlenmiştir. Dişin kuron bölgesinde maksimum 5,747 mm bileşke yer değiştirme kaydedilmiştir. Kök apeksleri incelendiğinde; palatinal kökün 1,190 mm, bukkal köklerin ise 2,631 mm ve 2,692 mm kadar yer değiştirdiği saptanmıştır. Bukkal köklerin palatinal köke göre daha fazla hareket etmesi (Z eksenindeki gömülme bulgularıyla uyumlu olarak), molar dişin sadece dışarı devrilmediğini, aynı zamanda bukkal kökleri üzerinde yoğunlaşmış şekilde kompleks bir rotasyon hareketi sergilediğini göstermektedir.

Tüm bulgular bütüncül olarak değerlendirildiğinde; kraniyofasiyal süturların tamamının kapalı olduğu Senaryo 6'da, ankrajın 4 minivida ile güçlendirilmiş olmasına rağmen, ortaya çıkan yer değiştirmenin büyük oranda dişsel olduğu ve posteriorda bulunan dişlerin periodonsiyumu ve alveol kemiği üzerinde yıkım oluşturabilecek düzeyde bir devrilmenin meydana geldiği sonucuna ulaşılmıştır (Şekil 4.60).



Şekil 4.60: Senaryo 6'da dişlerde bileşke yer değiştirme bulgularının renklerle matematiksel ifadesi

4.7. SENARYOLARA İLİŞKİN BULGULARIN GENEL DEĞERLENDİRİLMESİ VE KARŞILAŞTIRILMASI

Bu bölümde, oluşturulan altı farklı senaryoda elde edilen gerilme ve yer değiştirme bulguları toplu olarak sunulmuş ve sayısal veriler tablolar halinde özetlenmiştir

4.7.1. Von Mises Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması

Bu bölümde, altı farklı senaryo altında gerçekleştirilen analizler sonucunda dişler, PDL, maksiller kemik, hyrax apareyi, minividalar ve midpalatal sütur üzerinde oluşan maksimum Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir. İskeletsel direnç (sütural olgunlaşma) ve ankraj ünitesi tasarımı (2 veya 4 minivida) parametrelerinin yapılar üzerindeki stres dağılımına etkileri aşağıda maddeler halinde özetlenmiştir:

- Sütural direncin gerilme üzerindeki dramatik etkisi incelendiğinde; midpalatal süturun açık olduğu (Senaryo 1-4) modellerde sütur üzerindeki gerilme değerleri oldukça düşük seviyelerde (0,121 – 0,190 MPa) seyrederken, süturun tamamen kapalı olduğu Senaryo 5 ve 6'da bu değerlerin yaklaşık 100 kat artarak 16 MPa seviyelerine çıktığı görülmüştür. Bu durum, kapalı sütur senaryolarında iskeletsel direncin aşılamadığını ve uygulanan kuvvetin sütur hattı boyunca sönümlenemeyip yüksek bir stres birikimine yol açtığını, açık sütur senaryolarında ise kuvvetin, süturun hareketi ile sönümlenmesi sonucu daha düşük stres birikimi gösterdiğini kanıtlamaktadır.
- Ankraj sayısının kemik ve vida stresine koruyucu etkisi bağlamında senaryolar olgunlaşma evresine göre kendi içinde kıyaslandığında (Senaryo 1 ve 2, 3 ve 4, 5 ve 6); vida sayısının 2'den 4'e çıkarılmasının, maksiller kemik ve minividalar üzerindeki maksimum gerilme değerlerini belirgin şekilde düşürdüğü saptanmıştır. Örneğin, tam dirençli yapıda (Senaryo 5) vidalar üzerindeki stres 598 MPa iken, 4 vida kullanıldığında (Senaryo 6) bu değer 485 MPa'ya gerilemiştir. Ankraj sayısının artırılması, reaksiyon kuvvetlerinin daha geniş bir alana ve daha fazla vida yüzeyine paylaştırılmasını sağlayarak biyolojik dokuları ve vida boyunlarını aşırı yükten korumaktadır.
- Rijit ankrajın aparey iç gerilimine etkisi değerlendirildiğinde; ankraj sayısının artırılmasının kemik ve vidaları korurken, Hyrax apareyi üzerindeki yükü artırdığı görülmüştür. Özellikle kemiğin genişlemediği Senaryo 6'da (4 vida), aparey kollarındaki gerilme 1481 MPa ile tüm senaryoların en yüksek değerine ulaşmıştır. Ankrajın daha rijit hale gelmesi ve kemikte hareketin güçleşmesi, sistemde üretilen kuvvetin apareyin metal kollarında hapsolmasına ve bağlantı noktalarında kritik stres birikimine neden olmaktadır.
- Dişler üzerindeki stres kalkanı etkisi incelendiğinde; ankraj ünitesinin güçlendirilmesinin, sadece kemiği değil dişleri de koruyan bir etki gösterdiği saptanmıştır. 4 minividalı tüm modellerde (Senaryo 2, 4, 6), dişler üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri, 2 minividalı modellere göre daha düşük bulunmuştur. Bu durum, hibrit apareylerde yükün büyük kısmının vidalar aracılığıyla kemiğe iletildiğini ve dişlerin destekleyici rolünün ikincil planda kalarak aşırı stresten korunduğunu göstermektedir.

Tüm senaryolara ait detaylı Von Mises gerilme verileri Tablo 4.1'de sunulmuştur.

Tablo 4.1: Tüm senaryolarda 0,25 mm deplasman sonrası yapılarda oluşan maksimum Von Mises gerilme değerleri (MPa)

Senaryolar	Dişler	PDL	Maksiller Kemik	Hyrax	Vidalar	Midpalatal Sütur
Senaryo 1	14,296	0,681	267,392	875,005	580,479	0,170
Senaryo 2	10,892	0,684	182,489	1228,292	432,075	0,190
Senaryo 3	16,227	0,782	273,839	908,444	587,899	0,121
Senaryo 4	12,198	0,798	202,666	1299,673	443,594	0,152
Senaryo 5	19,432	0,916	283,164	967,942	598,493	16,383
Senaryo 6	15,547	0,941	255,456	1481,338	485,697	16,500

4.7.2. Yer Değiştirme Bulgularının Karşılaştırılması

Bu bölümde, altı farklı senaryo altında gerçekleştirilen analizler sonucunda dişlerin yer değiştirme bulguları incelenmiştir. Modeller arasındaki ankraj tasarımı (2 veya 4 minivida) ve iskeletsel direnç (sütural olgunlaşma) farklılıklarının, dişlerin kuron ve kök hareketleri üzerindeki etkileri aşağıda maddeler halinde özetlenmiştir:

Transversal (X Ekseni) Hareketlere İlişkin Sonuçlar:

- Sütural olgunlaşmanın anterior dişlere etkisi incelendiğinde; midpalatal süturun açık olduğu modellerde (Senaryo 1-4), santral kesici dişlerde belirgin bir distal yer değiştirme (orta hattan uzaklaşma) gözlenmiştir. Ancak, midpalatal süturun tamamen kapalı olduğu Senaryo 5 ve 6'da anterior dişlerdeki hareketin ihmal edilebilir düzeye indiği saptanmıştır. Bu durum, anterior bölgedeki açıklığın (diastema) oluşumunun doğrudan sütural ayrışma kapasitesine bağlı olduğunu göstermektedir.
- Ankraj sayısının posterior diş köklerine etkisi bakımından aynı iskeletsel koşullara sahip senaryolar kendi aralarında kıyaslandığında; 4 minivida destekli modellerin (Senaryo 2, 4, 6), 2 minividalı modellere (Senaryo 1, 3, 5) göre posterior diş köklerinde daha kontrollü bir hareket sağladığı belirlenmiştir. Özellikle Senaryo 2 ve 4'te molar dişin bukkal köklerinin pozitif

(bukkal) yönde hareket ederek translasyona yakın bir davranış sergilediği, buna karşın 2 minividalı modellerde köklerin negatif (palatinal) yönde hareket ederek devrilme (tipping) eğiliminin arttığı görülmüştür.

- İskeletsel direnç ve kontrolsüz devrilme ilişkisi değerlendirildiğinde, iskeletsel direncin maksimum olduğu (tüm süturların kapalı olduğu) Senaryo 5 ve 6'da; posterior dişlerin kuronlarında yüksek miktarda bukkal, kök uçlarında ise yüksek miktarda palatinal hareket kaydedilmiştir. Kemik dokusunun genişletilemediği bu senaryolarda, uygulanan kuvvetin neredeyse tamamen dişsel harekete dönüştüğü ve dişlerin şiddetli bir kontrolsüz devrilme hareketi yaptığı sonucuna varılmıştır.

Tüm senaryolara ait detaylı transversal yer değiştirme verileri Tablo 4.2'de sunulmuştur.

Tablo 4.2: Tüm senaryolarda 5 mm deplasman sonrası dişlerde X ekseninde (transversal) meydana gelen yer değiştirme değerleri (mm)

Diş / Bölge	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 4	Senaryo 5	Senaryo 6
1 Kuron	+1,035	+1,163	+0,840	+1,018	+0,044	+0,060
1 Kök	+0,274	+0,326	+0,206	+0,276	-0,009	-0,012
4 Kuron	+5,286	+4,846	+5,472	+4,963	+5,561	+4,958
4 B. Kök	-0,577	-0,334	-0,877	-0,557	-1,453	-1,261
4 P. Kök	-0,803	-0,517	-1,129	-0,759	-1,738	-1,497
6 MB Tüb.	+5,190	+4,816	+5,253	+4,834	+5,304	+4,812
6 DB Tüb.	+5,110	+4,774	+5,116	+4,746	+5,141	+4,705
6 MB Kök	-0,032	+0,526	-0,395	+0,257	-0,909	-0,347
6 DB Kök	+0,006	+0,576	-0,400	+0,271	-0,929	-0,343
6 P. Kök	-0,455	+0,093	-0,883	-0,229	-1,465	-0,907

(B: Bukkal, P: Palatinal, MB: Mezyobukkal, DB: Distobukkal, Tüb: Tüberkül.)
(Yön Bilgisi: Anterior dişler (1 no'lu) için (+) değerler Distal, (-) değerler Mezial yönü; Posterior dişler (4 ve 6 no'lu) için (+) değerler Bukkal, (-) değerler Palatinal yönü ifade etmektedir.)

Sagittal (Y Ekseni) Hareketlere İlişkin Sonuçlar:

- Sütural açılmanın anterior diş yönüne etkisi değerlendirildiğinde; midpalatal süturun açık olduğu modellerde (Senaryo 1 ve 2) santral kesici dişlerde pozitif (+) değerler, yani palatinal (retrüzyon) yönlü hareket görülürken;

sirkummaksiller süturların kapalı olduğu modellerde (Senaryo 3 ve 4) dişlerin negatif (-) değerler alarak bukkal (protrüzyon) yöne hareket ettiği saptanmıştır. Tam kemikleşmiş modellerde (Senaryo 5 ve 6) ise hareket miktarının nötre yakın kaldığı belirlenmiştir.

- Vida sayısının premolar kök kontrolüne etkisi incelendiğinde; ankraj ünitesindeki vida sayısının artırılmasının premolar dişin hareket mekaniğini iki boyutta iyileştirdiği görülmüştür. Yönsel açıdan; 2 minividalı modellerde (Senaryo 1, 3, 5) kuron meziale giderken kökler distale (+) yönelerek kontrolsüz devrilme (tipping) yaparken, 4 minividalı modellerde (Senaryo 4 ve 6) kökler de kuronla birlikte meziale (-) yönelerek kontrollü devrilme sergilemiştir. Niceliksel açıdan ise; vida sayısının artmasıyla kuron ve kök ucu yer değiştirme miktarları arasındaki farkın (makasın) belirgin şekilde azaldığı, böylece 4 vidalı tasarımlarda rotasyon merkezinin apeksin çok daha uzağına taşınarak hareketin translasyona yaklaştığı kanıtlanmıştır.
- Molar diş stabilitesi ve ankraj ilişkisi bağlamında; 2 minividalı tüm senaryolarda (1, 3, 5) molar diş köklerinin belirgin şekilde distale (+) yöneldiği gözlenmiştir. Ancak 4 minividalı senaryolar incelendiğinde; bu distal yönelimin Senaryo 4'te tamamen önlenerek köklerin meziale döndüğü, Senaryo 2 ve 6'da ise 2 vidalı tasarımlara (sırasıyla Senaryo 1 ve 5) kıyasla belirgin şekilde azaltıldığı tespit edilmiştir. Bu bulgular, 4 vidalı tasarımın farklı kemik direnç seviyelerinde dahi posterior dişlerde istenmeyen distal kök devrilmesini frenlediğini ortaya koymaktadır.

Tüm senaryolara ait detaylı sagittal yer değiştirme verileri Tablo 4.3'te sunulmuştur.

Tablo 4.3: Tüm senaryolarda 5 mm deplasman sonrası dişlerde Y ekseninde (sagittal) meydana gelen yer değiştirme değerleri (mm)

Diş / Bölge	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 4	Senaryo 5	Senaryo 6
1 Kuron	+0,301	+0,350	-0,148	-0,307	+0,013	-0,022
1 Kök	+0,411	+0,446	+0,126	+0,037	+0,096	+0,091
4 Kuron	-0,600	-0,403	-0,979	-0,980	-0,948	-0,803
4 B. Kök	+0,243	+0,079	+0,078	-0,265	+0,217	-0,051
4 P. Kök	+0,291	+0,131	+0,115	-0,221	+0,251	-0,012
6 MB Tüb.	-0,516	-0,414	-0,831	-0,945	-0,765	-0,754
6 DB Tüb.	-0,514	-0,419	-0,825	-0,948	-0,755	-0,754
6 MB Kök	+0,306	+0,229	+0,199	-0,058	+0,342	+0,188
6 DB Kök	+0,308	+0,232	+0,212	-0,047	+0,360	+0,205
6 P. Kök	+0,302	+0,250	+0,157	-0,058	+0,275	+0,167

(B: Bukkal, P: Palatinal, MB: Mezyobukkal, DB: Distobukkal, Tüb: Tüberkül.) (Yön Bilgisi: Anterior dişler (1 no'lu) için (+) değerler Palatinal, (-) değerler Bukkal yönü; Posterior dişler (4 ve 6 no'lu) için (+) değerler Distal, (-) değerler Mezial yönü ifade etmektedir.)

Vertikal (Z Ekseni) Hareketlere İlişkin Sonuçlar:

- Sütural açıklığın anterior ekstrüzyon üzerindeki belirgin etkisi değerlendirildiğinde; midpalatal süturun açık olduğu Senaryo 1 ve 2'de santral kesici dişlerde ölçülen ekstrüzyon (uzama) miktarı (-0,75 mm ile -0,89 mm aralığında), süturların kapalı olduğu diğer senaryolara (-0,12 mm ile -0,24 mm aralığında) kıyasla belirgin şekilde daha yüksek bulunmuştur. Bu durum, sütural direncin olmadığı durumlarda maksillanın vertikal yönde serbest hareket ettiğini ve anterior bölgenin aşağı doğru sarkma eğiliminin arttığını göstermektedir.
- Vida sayısının "sarkma" (hanging) hareketi üzerindeki etkisi incelendiğinde; posterior dişlerin palatinal kök hareketleri bağlamında ankraj ünitesindeki vida sayısının dişin rotasyon karakterini temelden değiştirdiği saptanmıştır. 2 minividalı modellerde (Senaryo 1, 3 ve 5) palatinal köklerin genellikle negatif değerler alarak uzama (ekstrüzyon) eğilimi gösterdiği ve dişin bukkal tarafı gömülürken palatinal tarafının sarktığı (hanging) görülmüştür. Buna karşın, ankrajın 4 minivida ile güçlendirildiği modellerde (Senaryo 2, 4 ve 6) palatinal köklerin pozitif değerler alarak apikal yönde hareket ettiği belirlenmiş; bu da 4 vida desteğinin dişin palatinal kökünün dışarı çıkmasını engelleyerek dişi bir

bütün olarak kemik içine bastırdığını (total intrüzyon) ve sarkma hareketini kısıtladığını kanıtlamaktadır.

- İskeletsel direnç ve ankraj rijiditesinin intrüzyon şiddetine etkisi analiz edildiğinde; tam kemikleşmiş yapıda (Senaryo 5 ve 6), molar dişlerin bukkal tüberküllerindeki intrüzyon miktarının +2,5 mm ve +3,0 mm gibi en yüksek değerlere ulaştığı görülmüştür. Özellikle Senaryo 6 (4 vida), Senaryo 5'e (2 vida) göre daha yüksek intrüzyon değerleri sergilemiştir. Kemik direncinin aşılamadığı durumlarda, ankraj sayısının artırılması sistemi daha rijit hale getirmiş ve açığa çıkan kuvvet, dişleri vertikal yönde kemiğe daha şiddetli gömmüştür.
- Tüberkül ve kök ucu arasındaki makas ilişkisine bakıldığında; tüm senaryolarda molar dişlerin bukkal tüberküllerindeki intrüzyon miktarının, bukkal kök uçlarındaki intrüzyon miktarından daha fazla olduğu (Örn: Senaryo 6'da Tüberkül +3,050, Kök +2,601) tespit edilmiştir. Bu fark, dişlerin kemik içine gömülürken aynı zamanda bukkal yöne doğru devrildiğini (tipping) teyit etmektedir.

Tüm senaryolara ait detaylı vertikal yer değiştirme verileri Tablo 4.4'te sunulmuştur.

Tablo 4.4: Farklı senaryolarda 5 mm deplasman sonrası dişlerde Z ekseninde (vertikal) meydana gelen yer değiştirme değerleri (mm)

Diş / Bölge	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 4	Senaryo 5	Senaryo 6
1 Kuron	-0,755	-0,863	-0,121	-0,166	-0,123	-0,173
1 Kök	-0,785	-0,891	-0,186	-0,247	-0,142	-0,198
4 Kuron	+1,011	+1,286	+1,479	+1,823	+1,416	+1,873
4 B. Kök	+0,235	+0,588	+0,639	+1,078	+0,489	+1,034
4 P. Kök	-0,701	-0,209	-0,386	+0,216	-0,650	+0,057
6 MB Tüb.	+2,100	+2,371	+2,533	+2,822	+2,584	+3,050
6 DB Tüb.	+1,927	+2,239	+2,301	+2,617	+2,336	+2,838
6 MB Kök	+1,651	+2,000	+2,046	+2,423	+2,049	+2,601
6 DB Kök	+1,752	+2,091	+2,114	+2,464	+2,129	+2,662
6 P. Kök	-0,192	+0,487	+0,027	+0,774	-0,168	+0,752

(B: Bukkal, P: Palatinal, MB: Mezyobukkal, DB: Distobukkal, Tüb: Tüberkül.) (Yön Bilgisi: (+)

değerler Apikal (İntrüzyon/Gömülme), (-) değerler Oklüzal (Ekstrüzyon/Uzama) yönü ifade etmektedir.)

Bileşke Yer Değiştirmeye İlişkin Sonuçlar:

- Sütural direncin anterior bölgeye etkisi incelendiğinde; süturların açık olduğu modellerde (Senaryo 1 ve 2) santral kesici dişlerin toplam yer değiştirmesi 1,3-1,5 mm aralığında iken, tam kemikleşmiş modellerde (Senaryo 5 ve 6) bu değerin 0,13-0,18 mm seviyelerine düştüğü görülmüştür. Bu durum, iskeletsel genişletme sağlanamadığında anterior dişlerin hareketinin ihmal edilebilir düzeyde kaldığını doğrulamaktadır.
- Premolar dişte kök hareket paterni (Bukkal-Palatinal) açısından bakıldığında, vida sayısının köklerin hareket önceliğini değiştirdiği saptanmıştır. 2 minividalı modellerde (Senaryo 1, 3, 5) palatinal kökün bileşke hareketinin bukkal kökten daha fazla olduğu görülürken (Örn: Senaryo 1'de Palatinal: 1,105 mm > Bukkal: 0,669 mm); 4 minividalı modellerde (Senaryo 2, 4, 6) durum tam tersine dönmüş ve palatinal kökün hareketi bukkal kökten daha az ölçülmüştür (Örn: Senaryo 2'de Palatinal: 0,573 mm < Bukkal: 0,681 mm). Bu bulgu, 4 vida desteğinin palatinal kökü stabilize ettiğini ve hareketin daha çok bukkal kök tarafında yoğunlaşmasını sağladığını göstermektedir.
- Premolar palatinal kök stabilitesi konusuna benzer bir stabilizasyon molar dişte de izlenmiştir. Tam kemikleşmiş yapıda 2 vidalı Senaryo 5'te molar dişin palatinal kökü 1,500 mm hareket ederken, 4 vidalı Senaryo 6'da bu miktar 1,190 mm'ye gerilemiştir. Ankrajın güçlendirilmesi, molar dişin palatinal kökünün hareketini frenlemiştir.
- İntrüzyonun molar bukkal kök bileşkesine yansıması değerlendirildiğinde; Senaryo 6'da (4 vida), molar dişin bukkal köklerindeki (MB ve DB) bileşke hareket, Senaryo 5'e (2 vida) göre daha yüksektir (Örn: Senaryo 6 MB Kök: 2,631 mm > Senaryo 5 MB Kök: 2,267 mm). Transversal (X) eksende Senaryo 6'nın hareketi daha kısıtlı olmasına rağmen toplam bileşkenin yüksek çıkması; Z ekseninde tespit edilen aşırı intrüzyon miktarından kaynaklanmaktadır. Yani diş transversal veya sagittal yönde hareket edemeyince, kuvvet dikey yönde (gömülme) harcanmıştır.

Tüm senaryolara ilişkin detaylı bileşke yer değiştirme verileri Tablo 4.5'te sunulmuştur.

Tablo 4.5: Tüm senaryolarda 5 mm deplasman sonrası dişlerde bileşke yer değiştirme değerleri (mm)

Diş / Bölge	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 4	Senaryo 5	Senaryo 6
1 Kuron	1,316	1,490	0,862	1,076	0,131	0,185
1 Kök	0,927	1,048	0,305	0,372	0,171	0,219
4 Kuron	5,415	5,030	5,752	5,378	5,816	5,361
4 B. Kök	0,669	0,681	1,088	1,242	1,549	1,632
4 P. Kök	1,105	0,573	1,198	0,819	1,873	1,498
6 MB Tüb.	5,622	5,384	5,891	5,676	5,950	5,747
6 DB Tüb.	5,485	5,289	5,670	5,502	5,697	5,546
6 MB Kök	1,679	2,080	2,093	2,437	2,267	2,631
6 DB Kök	1,778	2,182	2,162	2,480	2,351	2,692
6 P. Kök	0,579	0,555	0,898	0,809	1,500	1,190

(B: Bukkal, P: Palatinal, MB: Mezyobukkal, DB: Distobukkal, Tüb: Tüberkül.) (Yön Bilgisi: (+) değerler Apikal (İntrüzyon/Gömülme), (-) değerler Oklüzal (Ekstrüzyon/Uzama) yönü ifade etmektedir.)

5. TARTIŞMA

5.1. AMACIN TARTIŞILMASI

Minivida Destekli Rapid Maksiller Ekspansiyon uygulamaları, cerrahi destekli prosedürlere kıyasla daha az invaziv olması ve morbidite riskinin düşüklüğü nedeniyle, özellikle iskeletsel gelişimini tamamlamış genç erişkin bireylerde sıklıkla tercih edilen güncel bir tedavi yaklaşımıdır (11,17,203). Choi ve ark.'nın (17) çalışması, bu yöntemin transvers yön yetersizliklerinde yüksek başarı oranlarına sahip olduğunu rapor etse de başarı kriterleri genellikle sadece sütural açılmanın gerçekleşip gerçekleşmediği üzerine kuruludur. Ancak klinik başarı sadece sütural ayrılmayı değil, aynı zamanda çevre dokuların sağlığının korunmasını da kapsamalıdır.

Özellikle ileri yaş gruplarında ve artan sütural matürasyon seviyelerinde, midpalatal süturdaki interdijitasyonun karmaşıklaşması kemik direncini artırmaktadır (131,135). Angelieri ve ark. (132), kronolojik yaştan ziyade sütural morfolojinin tedavi prognozu üzerinde daha belirleyici olduğunu vurgulayarak, sütural matürasyon evrelemesinin önemini ortaya koymuşlardır. Bu yüksek direnç karşısında uygulanan ağır kuvvetlerin, ankraj ünitelerinde istenmeyen dişsel devrilmelere, alveol kemiğinde bukkal fenestrasyonlara ve periodontal dokularda geri dönüşsüz hasarlara yol açabileceği belirtilmektedir (12,115). Buna rağmen, farklı matürasyon evrelerinin biyomekanik yanıtları ve stres dağılım paternleri üzerindeki etkisi literatürde halen yeterince aydınlatılamamış ve tartışmalı bir konu olarak güncelliğini korumaktadır.

Mevcut *in vivo* çalışmalarda, sütural bölgedeki gerilimleri veya PDL'deki mikro düzeydeki stres birikimlerini hasta ağzında invaziv olmayan yöntemlerle anlık ve nicel olarak ölçmek mümkün değildir. Bu metodolojik kısıtlılık, tedavi başarısını etkileyen biyomekanik faktörlerin tam olarak anlaşılmasını zorlaştırmaktadır. Bu noktada, biyolojik yapıların karmaşık geometrisini ve materyal özelliklerini simüle edebilen SEA, canlı dokularda ölçülmesi imkansız verilerin sanal ortamda analiz edilmesine olanak tanıyan güvenilir bir yöntem olarak kabul edilmektedir (118,204).

Bu gerekçelerle çalışmanın temel amacı; literatürdeki boşluğu dolduracak şekilde, sadece tek bir ideal modeli değil, farklı sütural matürasyon dönemlerini temsil eden

özelleştirilmiş modelleri oluşturarak MARPE apareyinin biyomekanik etkilerini çok yönlü olarak incelemektir. Bu kapsamda çalışma, sadece iskeletsel olgunluğun değil, aynı zamanda kullanılan vida sayısı ve konfigürasyonundaki farklılıkların MARPE bileşenleri üzerindeki stres dağılımı ve sütural açılma üzerindeki etkisini de karşılaştırmalı olarak analiz etmeyi hedeflemektedir. Böylece, iskeletsel olgunlaşma derecesine özgü en güvenli kuvvet dağılımını ve optimum vida tasarımını belirleyerek, klinisyenlere tedavi planlamasında komplikasyon riskini minimize edecek öngörülebilir bir rehber sunulması amaçlanmıştır.

5.2. GEREÇ VE YÖNTEMİN TARTIŞILMASI

Ortodontik ve ortopedik kuvvetlerin kraniyofasiyal kompleks, dişler ve periodontal dokular üzerindeki etkilerinin *in vivo* ortamda nicel olarak değerlendirilmesi, etik sınırlamalar ve teknik yetersizlikler nedeniyle oldukça zordur. Klinik çalışmalarda stres dağılımı, yer değiştirme vektörleri ve özellikle süturalardaki gerilimler, doku bütünlüğü bozulmadan doğrudan ölçülememektedir. Bu nedenle çalışmada, karmaşık geometrik yapıların biyomekanik davranışlarını yüksek hassasiyetle simüle edebilen ve tekrarlanabilir sonuçlar sunan SEA yöntemi tercih edilmiştir (187,205).

Çalışmada oluşturulan modellerde, maksilla ve çevre kemik yapılar ile diş dokuları, homojen, izotropik ve lineer elastik materyaller olarak kabul edilmiştir. Canlı kemik dokusunun gerçekte anizotropik (yöne bağlı değişen) ve heterojen bir yapıya sahip olduğu bilinmektedir. Ancak literatürdeki SEA çalışmalarının büyük çoğunluğunda, hesaplama maliyetini optimize etmek ve standardizasyonu sağlamak amacıyla bu basitleştirilmiş kabuller kullanılmaktadır (179). Çalışmanın amacı mutlak stres değerlerini bulmaktan ziyade, farklı sütural matürasyon senaryoları arasındaki oransal farkları kıyaslamak olduğundan, bu kabulün çalışmanın genel sonuçları üzerindeki sapma etkisinin ihmal edilebilir düzeyde olduğu varsayılmıştır.

Çalışmanın ana değişkeni olan sütural matürasyon seviyeleri, midpalatal sütur bölgesindeki sonlu elemanların materyal özellikleri (Elastisite Modülü / Young Modülü) kademeli olarak değiştirilerek simüle edilmiştir. Erken dönem modellerde (Senaryo 1-2) sütur dokusuna bağ dokusu özellikleri atanırken, ileri matürasyon evrelerinde (Senaryo 5-6) bu bölgeye kortikal kemik özellikleri tanımlanarak sütural interdigitasyon ve kemikleşme taklit edilmiştir. Bu modelleme stratejisi, klinik gerçekliğe en yakın

biyomekanik yanıtı elde etmek adına literatürdeki güncel MARPE modelleme çalışmalarıyla uyumlu şekilde kurgulanmıştır (118).

Ayrıca, diş hareketinin biyomekaniğini doğru analiz edebilmek ve streslerin kök yüzeyindeki dağılımını gerçekçi bir şekilde gözlemleyebilmek adına, diş kökleri ile alveolar kemik arasında ortalama 0,20-0,25 mm kalınlığında PDL tabakası modellenmiştir. PDL'nin sönümleyici etkisi hesaba katılmadığında streslerin doğrudan kemiğe iletildiği ve yanıltıcı derecede yüksek sonuçlar çıktığı bilinmektedir; bu nedenle PDL'in modele dahil edilmesi çalışmanın klinik simülasyon gücünü artırmıştır (206).

5.3. BULGULARIN TARTIŞILMASI

5.3.1. Genişletme Paterni ve Anterior Bölge Yer Değiştirmelerinin Tartışılması

Maksiller genişletme tedavilerinin biyomekanik başarısı değerlendirilirken, genişletme paterninin (paralel-üçgensel) belirlenmesinde en kritik gösterge, uygulanan aktivasyon miktarına kıyasla anterior bölgedeki transversal yer değiştirme oranıdır. Çalışmada kullanılan Sonlu elemanlar modellemesinde, aparey aktivasyonu posterior bölgede vidalar seviyesinde tanımlı bir deplasman olarak (her iki tarafa 5'er mm, toplamda 10 mm) uygulanmıştır. Posterior dişler apareye bağlı oldukları için bu hareketi zorunlu olarak takip ederken, genişletme paterninin niteliğini, apareye doğrudan fiksasyonu bulunmayan anterior dişlerin (santral kesici) transversal yanıtı belirlemiştir.

Geleneksel patern ile bulgular karşılaştırıldığında; klasik literatürde Haas ve Wertz, gerçekleştirdikleri çalışmalarda, diş destekli RME apareylerinin maksillayı anterior bölgede posterior bölgeye göre daha fazla açarak, tepesi PNS'de, tabanı ise ANS'de olan arkadan öne doğru genişleyen bir "V" paterni oluşturduğunu bildirmişlerdir. Bu durumun temel nedeni, maksillanın posteriorundaki anatomik direnç merkezlerinin (pterygoid plaklar) süturun arka kısmının açılmasını zorlaştırmasıdır (4,83).

Ancak çalışmada elde edilen bulgular, minivida destekli (MARPE) sistemlerde kuvvetin posterior bölgeden (molarlar seviyesinden) doğrudan kemiğe uygulanması durumunda, bu klasik paternin tersine döndüğünü göstermiştir.

Açık sütur senaryolarında (Senaryo 1-4) gözlemlenen "Ters V" paterni incelendiğinde, sütural sistemin henüz kemikleşmediği erken dönem modellerde (Senaryo 1 ve 2), posteriorda zorunlu 10 mm'lik (toplam) genişletme uygulanmasına rağmen, anterior dişlerde toplamda sadece ~2,0-2,3 mm arasında transversal yer değiştirme kaydedilmiştir. Geleneksel RME'nin aksine, anterior bölgenin posteriora göre çok daha az açıldığı bu tablo, genişletme paterninin önden arkaya doğru genişleyen (Posterior > Anterior) "Ters V" şeklinde gerçekleştiğini ortaya koymaktadır.

Bu bulgu, literatürdeki güncel sonlu elemanlar çalışmalarıyla güçlü bir paralellik göstermektedir. Ponnada ve ark., RME, MARPE ve mikro-osteoperforasyon destekli MARPE modellerini karşılaştırdıkları çalışmalarında; kemik destekli sistemlerin kuvveti direnç merkezine daha yakın bir noktadan iletmesi nedeniyle, maksillanın posterior bölgesinde anteriora kıyasla daha fazla deplasman meydana geldiğini bildirmişlerdir. Yazarlar, bu durumun geleneksel "V" paternini değiştirdiğini ve posterior transversal yetersizliği olan vakalarda MARPE'nin daha avantajlı bir mekanik sunduğunu vurgulamışlardır (207).

Benzer şekilde Lee ve ark. (202) da kuvvetin doğrudan palatal kemiğe uygulandığı durumlarda posterior genişlemenin arttığını rapor etmişlerdir. Çalışmada da görüldüğü üzere, MARPE apareyi posterioru daha fazla zorlayan bir mekanik sergileyerek "Ters V" şeklinde bir açılma paterni oluşturmuştur.

Ayrıca MacGinnis ve ark. (118), MARPE sistemlerinin pterygopalatine sütur gibi posterior direnç noktalarında disartikülasyon yaratabilme kapasitesine sahip olduğunu vurgulamışlardır.

Çalışmada posteriordaki vidalar üzerinden uygulanan 10 mm'lik agresif kuvvetin, bu bölgede ani ve büyük bir açılma yaratırken, anterior bölgedeki yumuşak doku ve kemik bütünlüğünün bu hareketi aynı oranda takip edememesi, literatürde belirtilen "kuvvet kaynağına yakın bölgede maksimum deplasman" prensibiyle açıklanabilir. Sonuç olarak, analiz ettiğimiz MARPE tasarımı, kuvveti doğrudan posterior baza kemiğe ileterek, klasik RME'nin aksine posterioru daha fazla zorlayan ve açan bir mekanik sergilemiştir (202,207).

Diğer taraftan, kapalı sütur senaryolarında (Senaryo 5-6) karşılaşılan iskeletsel blokaj durumuna bakıldığında; sütural matürasyonun tamamlandığı erişkin dönem modellerinde, posteriorda toplam 10 mm'lik agresif bir genişletme uygulanmasına

rağmen, anterior dişlerdeki transversal hareketin 0,04 mm ile 0,06 mm gibi ihmal edilebilir düzeylere düştüğü saptanmıştır. Bu senaryoda, posterior bölgedeki 10 mm'lik genişlemenin anteriora hiç iletilemediği görülmüştür. Bu durum, MacGinnis ve ark. (118) ve Colak ve ark. (129) tarafından belirtildiği gibi, erişkin hastalarda mevcut sütural direncin, midpalatal süturun paralel veya V-şeklinde açılmasını tamamen engellediğini doğrulamaktadır. Bulgularımız, kapalı sütur vakalarında 4 minivida kullanılsa dahi (Senaryo 6), elde edilen genişletmenin anterior bölgede bir "sütural açılma" değil, sadece posterior bölgede lokalize bir deformasyon ve dişsel devrilme olduğunu kanıtlamaktadır.

Sonuç ve klinik çıkarım açısından değerlendirildiğinde; anterior dişlerin transversal yer değiştirme verileri, çalışmadaki MARPE tasarımının geleneksel RME'den farklı olarak posterioru anteriordan daha fazla açma eğiliminde (Ters V paterni) olduğunu göstermektedir. Süturlar açıkken bu patern korunurken, süturlar kapandığında 4 minivida desteği bile anterior bölgeyi harekete geçirmeye yetmemektedir. Bu bulgu, Kapetanović ve ark. (119) 'nın çalışmaları da ileri iskeletsel matürasyona sahip bireylerde sadece vida sayısını artırmanın anterior bölgeyi açmaya yetmeyeceği; kortikopunktur (mikro-osteoperforasyon) veya SARME'nin gerekli olabileceği yönündeki görüşünü destekleyen güçlü bir biyomekanik kanıttır.

5.3.2. Posterior Dişlerin Üç Boyutlu Hareket ve Yer Değiştirme Paterninin Tartışılması

Maksiller genişletme tedavilerinin temel klinik hedefi, dişlerin ve alveol kemiğinin transversal yönde kütlesel olarak taşınmasıdır; ancak çalışmada elde edilen sonlu elemanlar verileri, uygulanan kuvvetin sadece transversal değil, sagittal ve vertikal düzlemlerde de ankraj dişleri üzerinde kompleks hareket vektörleri oluşturduğunu ortaya koymuştur. Bu hareketlerin karakteristiği, sütural matürasyon seviyesi (Senaryo 1,2→3,4→5,6) ve vida sayısı (2 ve 4) değişkenlerine göre sistematik farklılıklar göstermektedir.

Dişlerin transversal (X ekseni) hareket paternleri incelendiğinde, iskeletsel direnç arttıkça dişsel devrilmenin lineer bir artış gösterdiği saptanmıştır. Süturların açık olduğu erken dönemde (Senaryo 1 ve 2), premolar ve molar dişlerin kuron ve kök hareketleri arasındaki farkın diğer senaryolara göre düşük düzeyde kalması; Garib ve ark. (12) 'nın "genişletme kuvvetinin kemik ve doku desteği ile dağıtılmasının, dişsel devrilmeyi minimize ederek daha kütlesel bir hareket sağladığı" yönündeki bulgusunu destekler

niteliktedir. Ancak, sirkummaksiller süturların kemikleştiği (Senaryo 3 ve 4) ve midpalatal süturun da kapanarak tüm yapının rijit hale geldiği (Senaryo 5 ve 6) modellerde bu tablo bozulmuştur. Özellikle 2 minividalı sistemlerde, direnç arttıkça (Senaryo 1'den 5'e), premolar dişin palatinal kökü giderek artan miktarda palatinale deplase olmuş (Senaryo 1: -0,80 mm → Senaryo 3: -1,12 mm → Senaryo 5: -1,73 mm), bu da dişin alveol kemiği içinde "makaslama" hareketi yaparak kontrolsüzce devrildiğini kanıtlamıştır. Buna karşın, aynı matürasyon seviyelerinde ankrajın 4 vidaya çıkarılması (Senaryo 2, 4, 6), diş üzerindeki transvers stresi azaltarak köklerin palatinal yönde hareketini frenlemiştir. Örneğin tam dirençli yapıda, 4 vidalı sistem (Senaryo 6) palatinal kök hareketini 2 vidalı sisteme (Senaryo 5) göre yaklaşık %15 oranında azaltmıştır. Ancak Lin ve ark. (121) 'nın da vurguladığı gibi, yüksek dirençli vakalarda 4 vida kullanımı dahi sütural direnci kırmaya yetmemiş, alveol kemiğinin esnemesi sonucu oluşan bukkal devrilme riskini tamamen ortadan kaldıramamıştır.

Transversal düzlemdeki bu olumsuz tabloya ek olarak, dişlerin sagittal (Y ekseni) düzlemdeki hareket paternleri incelendiğinde, ankraj tasarımının ve matürasyon seviyesinin dişlerin devrilme eğilimi üzerindeki belirleyici etkisi çok daha net görülmüştür. Çalışmadaki tüm senaryolarda dişlerin kuronları genel olarak mezial yönde hareket etse de, köklerin tepkisi dramatik farklılıklar göstermiştir. Ankrajın sadece 2 vida ile sağlandığı modellerde (Senaryo 1, 3, 5), iskeletsel direnç arttıkça dişlerdeki "kontrolsüz devrilme" şiddetinin arttığı saptanmıştır. Açık süturlu Senaryo 1'de 4 numaralı premolar dişin kuronu -0,60 mm meziale giderken kökleri +0,29 mm distale yönelmiş, yani kuron ve kök arasında yaklaşık 0,9 mm'lik bir hareket farkı oluşmuştur. Tam dirençli Senaryo 5'e gelindiğinde ise, aynı dişin kuron hareketi -0,95 mm'ye, kök hareketi +0,25 mm'ye ulaşmış; kuron ve kök arasındaki hareket farkı 1,2 mm seviyelerine çıkarak devrilme şiddetini artırmıştır. Kuron ve kökün birbirinden zıt yönlere giderek uzaklaşması, dişin kök gövdesi üzerindeki bir merkez etrafında dönerek dik duruşunu kaybettiğini kanıtlamaktadır.

Buna karşın, ankrajın 4 vida ile güçlendirildiği modellerde (Senaryo 2, 4, 6) bu tablo tamamen değişmiştir. Özellikle yalnızca sirkummaksiller süturların kapalı olduğu Senaryo 4'te, 4 minivida kullanımı biyomekanik davranışı kökten değiştirmiş; premolar dişin kökleri distal hareket etmeyi bırakıp kuronla aynı yöne yani meziale (-0,22 mm) dönmüştür. Kök ve kuronun aynı yöne gitmesi, hareketin "devrilme"den çıkarak kütlesel

harekete dönüştüğünü kanıtlamaktadır. Tam dirençli Senaryo 6'da ise 4 vida desteği köklerin distale hareketini engelleyerek hareketi nötre yaklaştırmış ve dişi stabilize etmiştir. Bu karşılaştırmalı analiz, Wilmes ve ark. (116) ile Çifter ve Saraç (208) tarafından savunulan "çoklu vida konfigürasyonlarının dişlerin rotasyon merkezini apeksin uzağına taşıyarak devrilme hareketini minimize ettiği ve kök dikleştirmesi sağladığı" görüşünü, farklı matürasyon seviyelerinde sistematik olarak doğrulamaktadır.

Dişlerin vertikal (Z ekseni) konumlarındaki değişimler incelendiğinde ise, çalışmanın bulguları geleneksel RME literatüründen Haas'ın ve Bishara ve Staley'in çalışmalarından elde edilen sonuçlardan belirgin şekilde ayrışmaktadır (4,5). Geleneksel görüş, genişletme sırasında posterior dişlerin aşağı doğru sarkarak ön yüz yüksekliğini artırdığını savunsa da; çalışmadaki tüm senaryolarda (açık veya kapalı sütur fark etmeksizin) posterior dişlerin bukkal tüberküllerinde intrüzyon tespit edilmiştir. Süturların açık olduğu erken dönemde (Senaryo 1) dahi molar dişin bukkal tüberkülü +2,10 mm gömülürken, palatinal kök ucunun -0,19 mm negatif değer alarak sarktığı gözlenmiştir. Bu durum, dişin palatinal kök üzerinde asılı kalarak bukkale doğru devrildiği ve bu sırada bukkal tüberkülün kemik içine gömüldüğü bir tipping hareketini işaret etmektedir. Ancak, ankrajın 4 vida ile güçlendirildiği (Senaryo 2 ve 6) veya iskeletsel direncin arttığı durumlarda bu tablo değişmiş ve kütlesel gömülme etkisi ortaya çıkmıştır. Özellikle tam kemikleşmiş ve 4 vida destekli Senaryo 6'da, molar dişin sadece bukkal tüberkülü değil (+3,05 mm), palatinal kökü de (+0,75 mm) apikal yönde hareket etmiştir. Bu bulgu, Choi ve ark.(17) 'nın "MARPE tedavisinde vertikal boyutun korunduğu, hatta intrüzyon görülebileceği" yönündeki klinik gözlemleriyle ve Labunet ve ark. (209) 'nın güncel derlemesinde belirttiği "minivida destekli sistemlerin dişleri alveol kemiğinde sabitleyerek ekstrüzyonu engellediği" görüşüyle örtüşmektedir. Çalışmada vida sayısının 2'den 4'e çıkması sistemin rijiditesini artırmış; yüksek direnç nedeniyle maksiller kaide genişleyemediği için, ortaya çıkan reaksiyon kuvvetleri dişleri alveol kemiği içinde bukkale doğru zorlamıştır. Dişlerin bu hareketi sırasında, maksillanın morfolojisi ve alveoler kemiğin eğimi; dişin dışarı doğru devrilirken aynı zamanda apikale doğru hareket etmesine ve şiddetli intrüzyona uğramasına neden olmuştur. Bu durum, MARPE'nin "high-angle" vakalarda güvenli bir seçenek olduğunu, ancak periodontal destek dokusu zayıf hastalarda kök rezorbsiyonu riskini artırabileceğini göstermektedir.

Sonuç olarak, üç eksendeki (X, Y, Z) tüm hareketlerin vektörel toplamını ifade eden bileşke yer değiştirme (magnitude) verileri, sistemin biyomekanik verimliliği ve kuvvetin dokular tarafından nasıl sönümlendiği hakkında kritik ipuçları sunmaktadır. Çalışmada matürasyon seviyesi arttıkça (Senaryo 1, 3, 5), posterior dişlerdeki toplam hareket miktarının paradoksal bir şekilde arttığı, ancak bu artışın niteliğinin değiştiği gözlenmiştir. Süturların açık olduğu Senaryo 1 ve 2'de (erken dönem), molar dişlerde ölçülen ~5,4-5,6 mm'lik bileşke hareketin büyük kısmı, maksiller kaidenin açılmasıyla uyumlu bir yer değiştirme iken; sirkummaksiller süturların direnç oluşturmaya başladığı Senaryo 3 ve 4'te iskeletsel genişletme devam etmekle birlikte, bu harekete alveol kemiğinin esnemesi ve dişin devrilmesi bileşenleri de eklenmeye başlamıştır.

Özellikle tam kemikleşmiş yapıda (Senaryo 5 ve 6), elde edilen yüksek bileşke değerleri yanıltıcı olabilir. Örneğin, Senaryo 6'da (4 vida, kapalı sütur) molar dişin kuronunda ~5,74 mm gibi yüksek bir toplam hareket izlenirken, bu hareketin anterior bölgeye (0,18 mm) neredeyse hiç iletilememesi; Cantarella ve ark. (11) 'nın belirttiği "pterygopalatin sütur ayrılmadan posterior bölgede elde edilen genişletmenin iskeletsel bir açılma değil, lokalize bir sıkışma ve dişsel bir ekspansiyon olduğu" gerçeğini doğrulamaktadır.

Ankraj tasarımının etkisi incelendiğinde ise, 4 minividalı sistemlerin (Senaryo 2, 4, 6), 2 minividalı sistemlere (Senaryo 1, 3, 5) göre dişlerdeki toplam deplasman miktarını azalttığı görülmüştür. Örneğin orta dirençli Senaryo 4'te molar kuron deplasmanı (~5,50 mm), Senaryo 3'e (~5,67 mm) göre daha düşük ve kontrollü seyretmiştir. Ancak tam dirençli Senaryo 6'da molar kuron ve kök hareketleri arasındaki yaklaşık 5 katlık fark (Kuron: ~5,74 mm, Kök: ~1,19 mm), 4 vida desteğine rağmen Garib ve ark. (12) 'nın işaret ettiği "kemik destekli sistemlerde dahi yüksek direnç karşısında alveoler kemiğin esnediği ve dişlerin bukkal kortikal plak sınırlarına dayandığı" bulgusunu desteklemektedir. Posterior dişlerdeki bu yüksek deformasyon miktarının, Handelman ve ark. (101) ve Kapetanović ve ark. (119) tarafından "periodontal yıkım, kök rezorbsiyonu ve dişeti çekilmesi riski" olarak tanımlanan sınırları zorladığı; dolayısıyla direncin aşılamadığı erişkin vakalarda sadece vida sayısını artırmanın yeterli olmadığı ve cerrahi desteğin düşünülmesi gerektiği sonucuna varılmıştır.

5.3.3. Kraniyofasiyal Yapılar ve Aparey Üzerindeki Gerilme (Stres) Dağılımının Tartışılması

Ortodontik ve ortopedik kuvvetlerin kraniyofasiyal kompleks üzerindeki etkileri değerlendirilirken, oluşan stres dağılımı tedavinin biyolojik sınırlarını ve potansiyel doku hasarı risklerini belirleyen en kritik parametredir. Çalışmada elde edilen Von Mises gerilme analizleri, MARPE'nin güvenliğinin ve etkinliğinin sadece uygulanan kuvvete değil, dokuların bu kuvvete verdiği cevabın niteliğini belirleyen sütural matürasyon seviyesine ve kuvveti ileten ankraj ünitesinin tasarımına sıkı sıkıya bağlı olduğunu göstermektedir. Geleneksel görüş, RME apareylerinin kuvveti dişlerden kemiğe ileterek süturu açtığını savunsa da, çalışmada süturların açık olduğu erken dönem modellerde (Senaryo 1 ve 2) midpalatal sütur üzerindeki gerilmenin oldukça düşük seviyelerde (0,17-0,19 MPa) kaldığı ve kuvvetin sütural ayrılma ile sönümlendiği gözlenmiştir. Bu durum, İşeri ve ark. (20) ile Holberg ve ark. (21) tarafından yapılan literatürde öncü sonlu elemanlar çalışmalarında bildirilen "sütural açıklığın ve hareketliliğin stresi dağıttığı" bulgusuyla uyumludur. Ancak, süturların tamamen kemikleştiği Senaryo 5 ve 6'da, sütur üzerindeki gerilme değerlerinin dramatik bir şekilde artarak 16,3-16,5 MPa seviyelerine ulaştığı saptanmıştır. İskeletsel direncin aşılamadığı bu durumda, sütur dokusu Jafari ve ark.'nın belirttiği gibi bir "stres yutucu" gibi davranmak yerine, stresin biriktiği rijit bir bariyer görevi görmüştür (19). Bu bulgu aynı zamanda MacGinnis ve ark. (118) ve Lee ve ark. (202) 'nın, "MARPE başarısı için kuvvetin sütural direncini aşacak kadar yüksek olması gerektiği, ancak kapalı süturlarda bu kuvvetin çevre dokularda (özellikle zigomatikomaksiller sütur ve kafa kaidesinde) yıkıcı stres konsantrasyonları oluşturabileceği" yönündeki uyarılarını doğrular niteliktedir.

Sütural direncin artmasıyla birlikte kuvvetin kemiğe iletiminde kilit rol oynayan minividalar üzerindeki yük dağılımı da kritik bir hal almaktadır. Analizlerimizde, tüm senaryolarda minividalar üzerindeki maksimum stresin, vidanın boyun bölgesinde ve kortikal kemiğe giriş seviyesindeki ilk yivlerde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Bu durum, Baumgaertel'in "kortikal kemik kalınlığının mekanik ankrajın birincil belirleyicisi olduğu" ve stresin en yoğun olduğu bölgenin kemik-vida arayüzü olduğu prensibiyle örtüşmektedir (14). Özellikle kemik direncinin maksimum olduğu Senaryo 5'te (2 vida), vidalar üzerindeki stres 598,49 MPa gibi materyalin dayanım sınırlarını zorlayan oldukça yüksek bir değere ulaşmıştır. Ancak ankrajın 4 vidaya çıkarıldığı Senaryo 6'da, bu değerin

485,69 MPa'ya düştüğü görülmüştür. Vida sayısının artırılması, toplam reaksiyon kuvvetini daha geniş bir yüzey alanına yayarak vida başına düşen stresi azaltmış ve vida deformasyonu riskini düşürmüştür. Bu sonuç, Wilmes ve ark.(115) ve Wilmes ve ark. (116) tarafından savunulan "hibrit sistemlerde çoklu vida kullanımı ve anterior-posterior vida kombinasyonlarının, oklüzal ve ortopedik kuvvetlerin dağılımını optimize ettiği" görüşünü biyomekanik olarak desteklemektedir.

Ankraj tasarımının bir diğer önemli etkisi ise periodontal dokular üzerindeki koruyucu rolüdür. Çalışmada tam dirençli Senaryo 5'te (2 vida), destek dişlerin (özellikle 1. molar) PDL ve kök yüzeylerinde yüksek gerilme değerleri (Diş: 19,43 MPa, PDL: 0,916 MPa) ölçülmüştür. Bu senaryoda vidalar yetersiz kaldığı için, genişletme kuvvetinin büyük kısmı dişlere yansımış ve potansiyel kök rezorbsiyonu riski oluşmuştur. Buna karşın, 4 minivida kullanılan Senaryo 6'da, iskeletsel direnç aynı olmasına rağmen dişler üzerindeki stresin (15,54 MPa) belirgin şekilde azaldığı saptanmıştır. Bu bulgu, literatürde Choi ve ark. ile Garib ve ark. tarafından tanımlanan ve kemik destekli sistemlerin en büyük avantajı olarak sunulan "Stress Kalkanı" fenomeninin somut bir kanıtıdır (12,17). 4 vidalı rijit ankraj, dişleri genişletme kuvvetinin yıkıcı etkisinden koruyan bir kalkan görevi görmekte ve kuvveti PDL yerine doğrudan bazal kemiğe iletmektedir. Brunetto ve ark. (13) da benzer şekilde, kemik destekli genişletmenin periodontal hasarı, bukkal kemik kaybını ve dişeti çekilmesini minimize ettiğini klinik olarak rapor etmiştir; bizim bulgularımız bu klinik gözlemin biyomekanik altyapısını doğrulamaktadır.

Ancak sistemin rijiditesinin artırılması, beklenmedik bir yan etki olarak aparey üzerindeki iç gerilimi artırmaktadır. Dikkat çekici bir bulgu olarak, hem iskeletsel matürasyon hem de ankraj ünitesindeki vida sayısı arttıkça Hyrax apareyinin kolları üzerindeki stresin sistematik bir şekilde yükseldiği görülmüştür. Açık süturlu Senaryo 1'de (2 vida) aparey stresi 875 MPa iken, aynı matürasyon seviyesinde vida sayısı 4'e çıkarıldığında (Senaryo 2) bu değer 1205 MPa'ya yükselmiştir. Benzer şekilde, tam kapalı ve 2 vidalı Senaryo 5'te stres 1350 MPa seviyelerindeyken, 4 vidalı Senaryo 6'da 1481,33 MPa'ya çıkarak tüm senaryoların zirvesine ulaşmıştır. Bu veriler, sadece sütural direncin değil, vida sayısının artırılmasının da aparey üzerindeki yükü dramatik şekilde artırdığını kanıtlamaktadır. Kemik hareket etmediğinde ve aparey stabilitesi vida sayısı artırılarak maksimize edildiğinde, sistemde üretilen enerji ne kemiğe ne de dişe kaçabilmekte (stres

kalkanı nedeniyle); dolayısıyla tüm yük apareyin metal bağlantı kollarında hapsolmaktadır. Bu durum, Kapetanović ve ark. (119) 'nın klinik çalışmalarında belirttiği "yetişkin MARPE vakalarında aparey kırılması ve metal yorgunluğu" komplikasyonunun biyomekanik nedenini açıklamaktadır.

Sonuç olarak; stres analizi bulgularımız, yetişkin hastalarda 2 minividanın biyomekanik olarak yetersiz kaldığını; 4 minividalı sistemlerin ise stresi daha homojen dağıtarak "daha güvenli" bir genişletme protokolü sunduğunu ortaya koymaktadır. Bununla birlikte, Ponnada ve ark. (207) ile Suzuki ve ark.(210) 'nın güncel çalışmalarında vurguladığı gibi; ileri iskeletsel matürasyona sahip bireylerde sadece vida sayısını artırmak, sistemin mekanik sınırlarını zorlayarak aparey başarısızlığına yol açabilir. Bu nedenle, bu tür yüksek dirençli vakalarda aparey üzerindeki stresi azaltmak ve iskeletsel açılmayı kolaylaştırmak adına, kortikopunktur (mikro-osteoperforasyon) gibi minimal invaziv yardımcı tekniklerin veya cerrahi destekli genişletmenin tedavi protokolüne dahil edilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Farklı sütural matürasyon dönemlerini temsil eden modeller üzerinde, 2 ve 4 minivida destekli Hyrax apareylerinin biyomekanik etkilerinin SEA yöntemiyle değerlendirildiği çalışmada elde edilen bulgular doğrultusunda şu sonuçlara varılmıştır:

- Maksiller genişletme tedavisinin başarısında en kritik faktörün, uygulanan kuvvetin büyüklüğü veya vida sayısından ziyade, sütural matürasyon seviyesi olduğu saptanmıştır. Süturların açık olduğu erken dönemde uygulanan kuvvetin büyük kısmı iskeletsel genişletmeye dönüşürken, sirkummaksiller ve midpalatal süturların kemikleştiği ileri dönemlerde iskeletsel etkinin minimal düzeye indiği ve kuvvetin büyük oranda dentoalveolar deformasyona dönüştüğü belirlenmiştir.
- Ankraj ünitesinin tasarımı açısından yapılan değerlendirmelerde, 4 minivida destekli tasarımın 2 minividalı tasarıma göre ankraj dişlerinin kontrolünde belirgin bir üstünlük sağladığı görülmüştür. Özellikle orta ve yüksek dirençli vakalarda, 4 vida kullanımı dişlerin transversal yöndeki devrilme ve sagittal yöndeki rotasyon hareketlerini frenleyerek, hareketin karakterini devrilmeden kütlesel harekete yaklaştırmıştır.
- Genişletme paterni incelendiğinde; süturların açık olduğu modellerde genişletmenin posterior bölgede anteriora göre daha fazla olduğu ters V paterni izlenirken, tam kemikleşmiş modellerde anterior bölgedeki açılmanın tamamen durduğu ve genişletme etkisinin sadece posterior dişlerin ve alveol kemiğinin lokalize deformasyonu ile sınırlı kaldığı tespit edilmiştir.
- Geleneksel diş destekli genişletmelerin aksine, kemik destekli ve daha rijit ankrajlı (4 vida) MARPE uygulamalarında, özellikle yüksek iskeletsel direnç varlığında, posterior dişlerde ekstrüzyon yerine belirgin miktarda intrüzyon meydana geldiği saptanmıştır.
- Biyomekanik açıdan minividaların, genişletme kuvvetini dişlerden alıp doğrudan bazal kemiğe ileterek ankraj dişleri üzerinde daha az stres meydana gelmesine sebep olarak bir "stres kalkanı" oluşturduğu; ancak sütural direnç aşılamadığında bu stresin sönümlenmeyip minividaların boyun bölgesinde ve

apareyin bağlantı kollarında birikerek mekanik başarısızlık riskini artırabileceği sonucuna ulaşılmıştır.

Elde edilen bu sonuçlar ışığında klinik uygulamalara yönelik olarak; iskeletsel matürasyonu ileri seviyede olan erişkin bireylerde sadece vida sayısını artırmanın sütural açılmayı garanti etmediği ve sistemin mekanik sınırlarını zorladığı görülmektedir. Bu nedenle, yüksek dirençli vakalarda aparey üzerindeki stresi azaltmak ve biyolojik cevabı hızlandırmak adına, kortikopunktur (mikro-osteoperforasyon) gibi minimal invaziv yöntemlerin veya cerrahi destekli genişletmenin tedavi protokolüne dahil edilmesi önerilmektedir. Ayrıca kök rezorbsiyonu, bukkal kemik dehisensi gibi dişsel yan etkilerin minimize edilmesi gereken vakalarda, sağladığı kök kontrolü ve stabilizasyon avantajları nedeniyle 2 minividalı sistemler yerine 4 minivida destekli rijit tasarımların tercih edilmesi daha güvenli bir klinik yaklaşım olacaktır.

Akademik perspektiften bakıldığında ise; bu çalışma temel olarak matematiksel bir modelleme üzerinden statik bir yükleme analizi sunmaktadır. Ancak sanal ortamda elde edilen bu verilerin "klinik öngörülebilirliğini" artırmak için çok yönlü çalışmalara ihtiyaç vardır. Bu bağlamda, gelecekteki çalışmalarda SEA bulgularının mekanik doğruluğunu test etmek amacıyla, yapay kemik blokları veya fotoelastik modeller üzerinde gerçekleştirilecek deneysel laboratuvar çalışmalarının (in-vitro) yapılması; vidaların ve apareyin dayanıklılık sınırlarının fiziksel olarak test edilmesi önerilmektedir. Buna ek olarak, canlı dokularda zaman içinde oluşabilecek viskoelastik yanıt ve kemik remodelasyonunu gözlemlemek adına, SEA tahminlerinin gerçek hasta kayıtlarıyla karşılaştırıldığı uzun süreli prospektif klinik çalışmaların literatüre kazandırılması, teorik simülasyon ile klinik gerçeklik arasındaki boşluğu dolduracaktır. Ayrıca titanyum dışında farklı biyo-uyumlu malzemelerin incelendiği ve yapay zeka destekli kişiye özgü modelleme (*patient-specific modelling*) sistemlerinin kullanıldığı bireyselleştirilmiş analizler, bu konudaki bilgi birikimimizi daha ileriye taşıyacaktır.

KAYNAKLAR

1. Jeon JY, Choi SH, Chung CJ, Lee KJ. The success and effectiveness of miniscrew-assisted rapid palatal expansion are age- and sex-dependent. *Clinical Oral Investigations*. 2022 Mar 1;26(3):2993–3003.
2. Graber LW., Vanarsdall RL., Vig KWL. Orthodontics: Current Principles and Techniques. 5th Edition. Philadelphia, PA: Elsevier / Mosby; 2012.
3. Kutin G, Hawes RR. Posterior cross-bites in the deciduous and mixed dentitions. American Journal of Orthodontics. 1969 Nov;56(5):491–504.
4. Haas A J. Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the midpalatal suture. The Angle Orthodontist. 1961;31:73–90.
5. Bishara SE, Staley RN. Maxillary expansion: Clinical implications. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1987 Jan;91(1):3–14.
6. Sari Z, Uysal T, Usumez S, Basciftci FA. Rapid maxillary expansion. Is it better in the mixed or in the permanent dentition? The Angle Orthodontist. 2003;73(6):654–61.
7. Baccetti T, Franchi L, Cameron CG, McNamara JA. Treatment timing for rapid maxillary expansion. The Angle Orthodontist. 2001 Oct;71(5):343–50.
8. Braun S, Bottrel JA, Lee KG, Lunazzi JJ, Legan HL. The biomechanics of rapid maxillary sutural expansion. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2000 Sep;118(3):257–61.
9. Lagravère MO, Heo G, Major PW, Flores-Mir C. Meta-analysis of immediate changes with rapid maxillary expansion treatment. Journal of the American Dental Association. 2006 Jan;137(1):44–53.
10. Kazan O, Aral L. Cerrahi destekli hızlı maksiller genişletme ve komplikasyonları. ADO Klinik Bilimler Dergisi. 2021;10(3).
11. Cantarella D, Dominguez-Mompell R, Mallya SM, Moschik C, Pan HC, Miller J, et al. Changes in the midpalatal and pterygopalatine sutures induced by micro-implant-supported skeletal expander, analyzed with a novel 3D method based on CBCT imaging. Progress in Orthodontics. 2017 Nov 1;18(1):34.
12. Garib DG, Henriques JFC, Janson G, de Freitas MR, Fernandes AY. Periodontal effects of rapid maxillary expansion with tooth-tissue-borne and tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2006 Jun;129(6):749–58.
13. Brunetto DP, Sant'Anna EF, Machado AW, Moon W. Non-surgical treatment of transverse deficiency in adults using Microimplant-assisted Rapid Palatal Expansion (MARPE). Dental Press Journal of Orthodontics. 2017 Feb;22(1):110–25.
14. Baumgaertel S. Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2009 Jul;136(1):104–8.
15. Memikoglu TU, Işeri H. Effects of a bonded rapid maxillary expansion appliance during orthodontic treatment. The Angle Orthodontist. 1999 Jun;69(3):251–6.
16. Provatidis CG, Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald JP. Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo/in vitro and finite element studies. European Journal of Orthodontics. 2008 Oct;30(5):437–48.
17. Choi SH, Shi KK, Cha JY, Park YC, Lee KJ. Nonsurgical miniscrew-assisted rapid maxillary expansion results in acceptable stability in young adults. The Angle Orthodontist. 2016 Sep;86(5):713–20.
18. Provatidis C, Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald JP. On the FEM modeling of craniofacial changes during rapid maxillary expansion. Medical Engineering & Physics. 2007 Jun;29(5):566–79.
19. Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces--a three-dimensional FEM study. The Angle Orthodontist. 2003 Feb;73(1):12–20.
20. Işeri H, Tekkaya AE, Oztan O, Bilgiç S. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. European Journal of Orthodontics. 1998 Aug;20(4):347–56.
21. Holberg C, Holberg N, Schwenzer K, Wichelhaus A, Rudzki-Janson I. Biomechanical analysis of maxillary expansion in CLP patients. The Angle Orthodontist. 2007 Mar;77(2):280–7.
22. Timms DJ. Rapid maxillary expansion in the treatment of nocturnal enuresis. The Angle Orthodontist. 1990;60(3):229–33; discussion 234.
23. Angell EH. Treatment of irregularity of the permanent or adult teeth. Dental Cosmos. 1860;1:599–600.
24. Timms DJ, Vero D. The relationship of rapid maxillary expansion to surgery with special reference to midpalatal synostosis. British Journal of Oral Surgery. 1981 Sep;19(3):180–96.

25. G.V.I. Brown. The application of orthodontia principles to the prevention of nasal disease. Dental Cosmos. 1903;45:765–75.
26. Landsberger R. Der Einfluss der Zähne auf die Entwicklung des Schädels. Correspondenz-Blatt für Zahnärzte. 1909;
27. Kocadereli İ. Rapid Maksiller Ekspansiyon. Turkish Journal of Orthodontics. 1996 Apr;9(1):138–42.
28. Brodie AG, Downs WB, Goldstein A, Myer E. Cephalometric Appraisal of Orthodontic Results. The Angle Orthodontist. 1938;8:261–5.
29. Haas AJ. The Treatment Of Maxillary Deficiency By Opening The Midpalatal Suture. The Angle Orthodontist. 1965 Jul;35:200–17.
30. Haas AJ. Long-term posttreatment evaluation of rapid palatal expansion. The Angle Orthodontist. 1980 Jul;50(3):189–217.
31. Biederman W. A hygienic appliance for rapid expansion. JPO: The Journal of Practical Orthodontics. 1968 Feb;2(2):67–70.
32. Cohen M, Silverman E. A new and simple palate splitting device. Journal of Clinical Orthodontics. 1973 Jun;7(6):368–9.
33. Ricketts RM. Dr. Robert M. Ricketts on early treatment (part 2). Journal of Clinical Orthodontics. 1979 Feb;13(2):115–27.
34. Marshall SD, Southard KA, Southard TE. Early Transverse Treatment. Seminars in Orthodontics. 2005 Sep;11(3):130–9.
35. Castañer-Peiro A. Interceptive orthodontics: the need for early diagnosis and treatment of posterior crossbites. Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal. 2006 Mar 1;11(2):E210-4.
36. Dutra ALT, Cardoso AC, Locks A, Bezerra ACB. Assessment of treatment for functional posterior cross-bites in patients at the deciduous dentition phase. Brazilian Dental Journal. 2004;15(1):54–8.
37. Pinto AS, Buschang PH, Throckmorton GS, Chen P. Morphological and positional asymmetries of young children with functional unilateral posterior crossbite. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2001 Nov;120(5):513–20.
38. Thilander B, Lennartsson B. A study of children with unilateral posterior crossbite, treated and untreated, in the deciduous dentition--occlusal and skeletal characteristics of significance in predicting the long-term outcome. Journal of Orofacial Orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie. 2002 Sep;63(5):371–83.
39. Thilander B, Wahlund S, Lennartsson B. The effect of early interceptive treatment in children with posterior cross-bite. European Journal of Orthodontics. 1984 Feb;6(1):25–34.
40. van Keulen C, Martens G, Dermaut L. Unilateral posterior crossbite and chin deviation: is there a correlation? European journal of orthodontics. 2004 Jun;26(3):283–8.
41. Ülgen M. Anomaliler, sefalometri, etioloji, büyüme ve gelişim, tanı. İstanbul: Yeditepe Üniversitesi Yayınları; 2000. 3.
42. Proffit WR., Fields HW., Larson BE., Sarver DM. Contemporary orthodontics. Elsevier; 2019.
43. Malandris M, Mahoney EK. Aetiology, diagnosis and treatment of posterior cross-bites in the primary dentition. International Journal of Paediatric Dentistry. 2004 May;14(3):155–66.
44. Moyers RE. Handbook of Orthodontics. ear Book Medical Publishers; 1988.
45. Suda N, Takada J, Ohyama K. Orthodontic treatment in a patient with Van der Woude's syndrome. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2006 May;129(5):696–705.
46. D'Alessandro G, Bagattoni S, Montevecchi M, Piana G. Rapid maxillary expansion on oral breathing children: effects on tongue location, hyoid position and breathing. A pilot study. Minerva Dental and Oral Science. 2021 Jun;70(3):97–102.
47. Bishara SE, Burkey PS, Kharouf JG. Dental and facial asymmetries: a review. The Angle Orthodontist. 1994;64(2):89–98.
48. McDonald RE, Avery DR. Dentistry for the Child and Adolescent. 7th Edition. St. Louis; London: Mosby; 2000.
49. Ülgen M. Ortodontik Tedavi Prensipleri. 8. Baskı. Diyarbakır: Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 2015.
50. McNamara JA, Brudon WL, Kokich VG. Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. Ann Arbor, Michigan: Needham Press; 2001.
51. Zachrisson BU. Esthetic factors involved in anterior tooth display and the smile, vertical dimension. 1998;32:432–45.
52. Suri L, Taneja P. Surgically assisted rapid palatal expansion: a literature review. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2008 Feb;133(2):290–302.

53. Dawson PE. New definition for relating occlusion to varying conditions of the temporomandibular joint. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1995 Dec;74(6):619–27.
54. McNamara JA. Maxillary transverse deficiency. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2000 May;117(5):567–70.
55. Ricketts RM. Perspectives in the clinical application of cephalometrics. The first fifty years. The Angle Orthodontist. 1981 Apr;51(2):115–50.
56. Vanarsdall RL. Transverse dimension and long-term stability. Seminars in Orthodontics. 1999 Sep;5(3):171–80.
57. Altug Atac AT, Karasu HA, Aytac D. Surgically assisted rapid maxillary expansion compared with orthopedic rapid maxillary expansion. The Angle Orthodontist. 2006 May;76(3):353–9.
58. Cureton SL, Cuenin M. Surgically assisted rapid palatal expansion: orthodontic preparation for clinical success. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1999 Jul;116(1):46–59.
59. Lagravere MO, Major PW, Flores-Mir C. Long-term dental arch changes after rapid maxillary expansion treatment: a systematic review. The Angle Orthodontist. 2005 Mar;75(2):155–61.
60. Lehman JA, Haas AJ, Haas DG. Surgical orthodontic correction of transverse maxillary deficiency: a simplified approach. Plastic and Reconstructive Surgery. 1984 Jan;73(1):62–8.
61. Loddi PP, Pereira MD, Wolosker AB, Hino CT, Kreniski TM, Ferreira LM. Transverse effects after surgically assisted rapid maxillary expansion in the midpalatal suture using computed tomography. The Journal of Craniofacial Surgery. 2008 Mar;19(2):433–8.
62. da Silva Filho OG, Boas MC, Capelozza Filho L. Rapid maxillary expansion in the primary and mixed dentitions: a cephalometric evaluation. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1991 Aug;100(2):171–9.
63. Larsson E. Sucking, chewing, and feeding habits and the development of crossbite: a longitudinal study of girls from birth to 3 years of age. The Angle Orthodontist. 2001 Apr;71(2):116–9.
64. Pinkham JR. Pediatric dentistry : infancy through adolescence. St. Louis, MO: Elsevier Saunders; 2005.
65. Pirttiniemi P, Kantomaa T, Lahtela P. Relationship between craniofacial and condyle path asymmetry in unilateral cross-bite patients. European Journal of Orthodontics. 1990 Nov;12(4):408–13.
66. Kurol J, Berglund L. Longitudinal study and cost-benefit analysis of the effect of early treatment of posterior cross-bites in the primary dentition. European Journal of Orthodontics. 1992 Jun;14(3):173–9.
67. Toroglu MS, Uzel E, Kayalioglu M, Uzel I. Asymmetric maxillary expansion (AMEX) appliance for treatment of true unilateral posterior crossbite. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2002 Aug;122(2):164–73.
68. DiPaolo RJ. Thoughts on palatal expansion. Journal of Clinical Orthodontics. 1970 Sep;4(9):493–7.
69. Hicks EP. Slow maxillary expansion. A clinical study of the skeletal versus dental response to low-magnitude force. American Journal of Orthodontics. 1978 Feb;73(2):121–41.
70. Bell RA. A review of maxillary expansion in relation to rate of expansion and patient's age. American Journal of Orthodontics. 1982 Jan;81(1):32–7.
71. Mew JR. Semi-rapid maxillary expansion. British Dental Journal. 1977 Nov 1;143(9):301–6.
72. Mew J. Relapse following maxillary expansion. A study of twenty-five consecutive cases. American Journal of Orthodontics. 1983 Jan;83(1):56–61.
73. Sandikçioğlu M, Hazar S. Skeletal and dental changes after maxillary expansion in the mixed dentition. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1997 Mar;111(3):321–7.
74. Işeri H, Ozsoy S. Semirapid maxillary expansion--a study of long-term transverse effects in older adolescents and adults. The Angle Orthodontist. 2004 Feb;74(1):71–8.
75. Özsoy FS. Semirapid üst çene genişletmesinin dentofasiyal yapılar üzerine olan etkilerinin incelenmesi [Doktora Tezi]. [Ankara]; 2001.
76. Lamparski DG, Rinchuse DJ, Close JM, Sciote JJ. Comparison of skeletal and dental changes between 2-point and 4-point rapid palatal expanders. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2003 Mar;123(3):321–8.
77. Podesser B, Williams S, Crismani AG, Bantleon HP. Evaluation of the effects of rapid maxillary expansion in growing children using computer tomography scanning: a pilot study. European Journal of Orthodontics. 2007 Feb;29(1):37–44.
78. Zimring JF, Isaacson RJ. Forces Produced By Rapid Maxillary Expansion. 3. Forces Present During Retention. The Angle Orthodontist. 1965 Jul;35:178–86.
79. Kayhan F, Küçükkeleş N, Demirel D. A histologic and histomorphometric evaluation of pulpal reactions following rapid palatal expansion. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2000 Apr;117(4):465–73.

80. Isaacson RJ, Ingram AH. Forces Produced by Rapid Maxillary Expansion. The Angle Orthodontist. 1964;34:261–70.
81. Storey E. Tissue response to the movement of bones. American Journal of Orthodontics. 1973 Sep;64(3):229–47.
82. Franchi L, Baccetti T. Transverse maxillary deficiency in Class II and Class III malocclusions: a cephalometric and morphometric study on postero-anterior films. Orthodontics & Craniofacial Research. 2005 Feb;8(1):21–8.
83. Wertz RA. Skeletal and dental changes accompanying rapid midpalatal suture opening. American Journal of Orthodontics. 1970 Jul;58(1):41–66.
84. McNamara JA, Brudon WL, Spivey KB, Skidmore LM. Orthodontic and Orthopedic Treatment in the Mixed Dentition. Ann Arbor, Mich.: Needham Press; 1993.
85. Gianelly AA, Boston University School of Dental Medicine M 02118 2392, USA gianelly@bu. edu. Rapid palatal expansion in the absence of crossbites: added value? American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2003 Oct;124(4):362–5.
86. Haas AJ. Palatal expansion: just the beginning of dentofacial orthopedics. American Journal of Orthodontics. 1970 Mar;57(3):219–55.
87. Isaacson RJ, Murphy TD. Some Effects of Rapid Maxillary Expansion in Cleft Lip and Palate Patients. The Angle Orthodontist. 1964;34:143–54.
88. Basciftci FA, Mutlu N, Karaman AI, Malkoc S, Küçükkolbasi H. Does the timing and method of rapid maxillary expansion have an effect on the changes in nasal dimensions? The Angle Orthodontist. 2002 Apr;72(2):118–23.
89. Bicakci AA, Agar U, Sökücü O, Babacan H, Doruk C. Nasal airway changes due to rapid maxillary expansion timing. The Angle Orthodontist. 2005 Jan;75(1):1–6.
90. Hartgerink D V, Vig PS, Abbott DW. The effect of rapid maxillary expansion on nasal airway resistance. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1987 Nov;92(5):381–9.
91. Wertz R, Dreskin M. Midpalatal suture opening: a normative study. American Journal of Orthodontics. 1977 Apr;71(4):367–81.
92. Küçükkeleş N, Hamid WU. Splint tipi rapid maksiller ekspansiyon sonrası dental ekspansiyon ve ark perimetresi artışı. Turkish Journal of Orthodontics. 1995;8:209–13.
93. Baccetti T, McGill JS, Franchi L, McNamara JA, Tollaro I. Skeletal effects of early treatment of Class III malocclusion with maxillary expansion and face-mask therapy. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1998 Mar;113(3):333–43.
94. Kapust AJ, Sinclair PM, Turley PK. Cephalometric effects of face mask/expansion therapy in Class III children: a comparison of three age groups. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1998 Feb;113(2):204–12.
95. Timms DJ. The dawn of rapid maxillary expansion. The Angle Orthodontist. 1999 Jun;69(3):247–50.
96. Memikoğlu T, İşeri H, Uysal M. Comparison of dentofacial changes with rigid acrylic bonded and Haas type banded rapid maxillary expansion devices. Turkish Journal of Orthodontics. 1997;10:255–64.
97. Biederman W. Rapid correction of Class 3 malocclusion by midpalatal expansion. American Journal of Orthodontics. 1973 Jan;63(1):47–55.
98. Schuster G, Borel-Scherf I, Schopf PM. Frequency of and complications in the use of RPE appliances--results of a survey in the Federal State of Hesse, Germany. Journal of Orofacial Orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie. 2005 Mar;66(2):148–61.
99. Asanza S, Cisneros GJ, Nieberg LG. Comparison of Hyrax and bonded expansion appliances. The Angle Orthodontist. 1997;67(1):15–22.
100. Spolyar JL. The design, fabrication, and use of a full-coverage bonded rapid maxillary expansion appliance. American Journal of Orthodontics. 1984 Aug;86(2):136–45.
101. Handelman CS, Wang L, BeGole EA, Haas AJ. Nonsurgical rapid maxillary expansion in adults: report on 47 cases using the Haas expander. The Angle Orthodontist. 2000 Apr;70(2):129–44.
102. Cozzani M, Rosa M, Cozzani P, Siciliani G. Deciduous dentition-anchored rapid maxillary expansion in crossbite and non-crossbite mixed dentition patients: reaction of the permanent first molar. Progress in Orthodontics. 2003;4:15–22.
103. Basciftci FA, Karaman AI. Effects of a modified acrylic bonded rapid maxillary expansion appliance and vertical chin cap on dentofacial structures. The Angle Orthodontist. 2002 Feb;72(1):61–71.
104. Alpern MC, Yurosko JJ. Rapid palatal expansion in adults with and without surgery. The Angle Orthodontist. 1987 Jul;57(3):245–63.

105. Ramoğlu SI. Karma dentisyon döneminde modifiye akrilik bonded aparey ile yapılan hızlı ve yarı hızlı üst çene genişletmesinin dentofasiyal yapılar üzerine etkilerinin incelenmesi [Doktora Tezi]. [Konya]; 2006.
106. Subtelny JD. Oral respiration: facial maldevelopment and corrective dentofacial orthopedics. The Angle Orthodontist. 1980 Jul;50(3):147–64.
107. Kanomi R, Deguchi T, Kakuno E, Takano-Yamamoto T, Roberts WE. CBCT of skeletal changes following rapid maxillary expansion to increase arch-length with a development-dependent bonded or banded appliance. The Angle Orthodontist. 2013 Sep;83(5):851–7.
108. Weissheimer A, de Menezes LM, Mezomo M, Dias DM, de Lima EMS, Rizzatto SMD. Immediate effects of rapid maxillary expansion with Haas-type and hyrax-type expanders: a randomized clinical trial. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2011 Sep;140(3):366–76.
109. Garib DG, Henriques JFC, Janson G, Freitas MR, Coelho RA. Rapid maxillary expansion--tooth tissue-borne versus tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation of dentoskeletal effects. The Angle Orthodontist. 2005 Jul;75(4):548–57.
110. Lagravère MO, Ling CP, Woo J, Harzer W, Major PW, Carey JP. Transverse, vertical, and anterior-posterior changes between tooth-anchored versus Dresden bone-anchored rapid maxillary expansion 6 months post-expansion: a CBCT randomized controlled clinical trial. International Orthodontics. 2020;18(2):308–16.
111. Agarwal A, Mathur R. Maxillary Expansion. International Journal of Clinical Pediatric Dentistry. 2010;3(3):139–46.
112. Mommaerts MY. Transpalatal distraction as a method of maxillary expansion. The British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery. 1999 Aug;37(4):268–72.
113. Kircelli BH, Pektaş ZO, Uçkan S. Orthopedic protraction with skeletal anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and hypodontia. The Angle Orthodontist. 2006 Jan;76(1):156–63.
114. Lagravère MO, Carey J, Heo G, Toogood RW, Major PW. Transverse, vertical, and anteroposterior changes from bone-anchored maxillary expansion vs traditional rapid maxillary expansion: a randomized clinical trial. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2010 Mar;137(3):304.e1-12; discussion 304-5.
115. Wilmes B, Drescher D. A miniscrew system with interchangeable abutments. Journal of Clinical Orthodontics. 2008 Oct;42(10):574–80; quiz 595.
116. Wilmes B, Nienkemper M, Drescher D. Application and effectiveness of a mini-implant- and tooth-borne rapid palatal expansion device: the hybrid hyrax. World Journal of Orthodontics. 2010;11(4):323–30.
117. N'Guyen T, Ayral X, Vacher C. Radiographic and microscopic anatomy of the mid-palatal suture in the elderly. Surgical and Radiologic Anatomy. 2008 Feb;30(1):65–8.
118. MacGinnis M, Chu H, Youssef G, Wu KW, Machado AW, Moon W. The effects of micro-implant assisted rapid palatal expansion (MARPE) on the nasomaxillary complex--a finite element method (FEM) analysis. Progress in Orthodontics. 2014 Aug 29;15(1):52.
119. Kapetanović A, Odrosslij BMMJ, Baan F, Bergé SJ, Noverraz RRM, Schols JGJH, et al. Efficacy of Miniscrew-Assisted Rapid Palatal Expansion (MARPE) in late adolescents and adults with the Dutch Maxillary Expansion Device: a prospective clinical cohort study. Clinical Oral Investigations. 2022 Oct;26(10):6253–63.
120. Wilmes B, Tarraf NE, de Gabriele R, Dallatana G, Drescher D. Procedure using CAD/CAM-manufactured insertion guides for purely mini-implant-borne rapid maxillary expanders. Journal of Orofacial Orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie. 2022 Jul;83(4):277–84.
121. Lin L, Ahn HW, Kim SJ, Moon SC, Kim SH, Nelson G. Tooth-borne vs bone-borne rapid maxillary expanders in late adolescence. The Angle Orthodontist. 2015 Mar;85(2):253–62.
122. Tecco S, Festa F, Tete S, Longhi V, D'Attilio M. Changes in head posture after rapid maxillary expansion in mouth-breathing girls: a controlled study. The Angle Orthodontist. 2005 Mar;75(2):171–6.
123. Baldini A, Nota A, Santariello C, Assi V, Ballanti F, Cozza P. Influence of activation protocol on perceived pain during rapid maxillary expansion. The Angle Orthodontist. 2015 Nov;85(6):1015–20.
124. Chatellier J, Chateau M. Premieres observations des disjonctions mediopalatine ultra rapide sous anesthesie locale. Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-faciale. 1963;64:145–9.
125. Sander C, Hüffmeier S, Sander FM, Sander FG. Initial results regarding force exertion during rapid maxillary expansion in children. Journal of Orofacial Orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie. 2006 Jan;67(1):19–26.

126. Zong C, Tang B, Hua F, He H, Ngan P. Skeletal and dentoalveolar changes in the transverse dimension using microimplant-assisted rapid palatal expansion (MARPE) appliances. Seminars in Orthodontics. 2019 Mar;25(1):46–59.
127. Oh H, Park J, Lagravere-Vich MO. Comparison of traditional RPE with two types of micro-implant assisted RPE: CBCT study. Seminars in Orthodontics. 2019 Mar;25(1):60–8.
128. Hourfar J, Kinzinger GSM, Ludwig B, Spindler J, Lisson JA. Differential treatment effects of two anchorage systems for rapid maxillary expansion: a retrospective cephalometric study. Journal of Orofacial Orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie. 2016 Sep;77(5):314–24.
129. Colak O, Paredes NA, Elkenawy I, Torres M, Bui J, Jahangiri S, et al. Tomographic assessment of palatal suture opening pattern and pterygopalatine suture disarticulation in the axial plane after midfacial skeletal expansion. Progress in Orthodontics. 2020 Jul 20;21(1):21.
130. Carlson C, Sung J, McComb RW, Machado AW, Moon W. Microimplant-assisted rapid palatal expansion appliance to orthopedically correct transverse maxillary deficiency in an adult. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2016 May;149(5):716–28.
131. Melsen B. Palatal growth studied on human autopsy material. A histologic microradiographic study. American Journal of Orthodontics. 1975 Jul;68(1):42–54.
132. Angelieri F, Cevidanes LHS, Franchi L, Gonçalves JR, Benavides E, McNamara JA. Midpalatal suture maturation: classification method for individual assessment before rapid maxillary expansion. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2013 Nov;144(5):759–69.
133. Björk A, Skieller V. Growth in width of the maxilla studied by the implant method. Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery. 1974;8(1–2):26–33.
134. Persson M, Thilander B. Palatal suture closure in man from 15 to 35 years of age. American Journal of Orthodontics. 1977 Jul;72(1):42–52.
135. Knaup B, Yildizhan F, Wehrbein H. Age-related changes in the midpalatal suture. A histomorphometric study. Journal of Orofacial Orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie. 2004 Nov;65(6):467–74.
136. Korbmacher H, Schilling A, Püschel K, Amling M, Kahl-Nieke B. Age-dependent three-dimensional microcomputed tomography analysis of the human midpalatal suture. Journal of Orofacial Orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie. 2007 Sep;68(5):364–76.
137. Mutinelli S, Manfredi M, Guiducci A, Denotti G, Cozzani M. Anchorage onto deciduous teeth: effectiveness of early rapid maxillary expansion in increasing dental arch dimension and improving anterior crowding. Progress in Orthodontics. 2015;16:22.
138. Gorback N, Infante C. A combined orthodontic and surgical procedure for rapid palatal expansion in skeletally mature patients. Journal of Clinical Orthodontics. 1975;9:56–56.
139. de Oliveira CB, Ayub P, Ledra IM, Murata WH, Suzuki SS, Ravelli DB, et al. Microimplant assisted rapid palatal expansion vs surgically assisted rapid palatal expansion for maxillary transverse discrepancy treatment. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2021 Jun;159(6):733–42.
140. Gardner GE, Kronman JH. Cranioskeletal displacements caused by rapid palatal expansion in the rhesus monkey. American Journal of Orthodontics. 1971 Feb;59(2):146–55.
141. Kudlick EM. A study utilizing dry human skulls as models to determine how bones of the craniofacial complex are displaced under the influence of midpalatal expansion. American Journal of Orthodontics. 1974;66(1):103–103.
142. Krebs A. Expansion of the Midpalatal Suture, Studied by Means of Metallic Implants. Acta Odontologica Scandinavica. 1959 Jan 2;17(4):491–501.
143. Holberg C. Effects of rapid maxillary expansion on the cranial base--an FEM-analysis. Journal of Orofacial Orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie. 2005 Jan;66(1):54–66.
144. da Silva Filho OG, Lara TS, de Almeida AM, da Silav HC. Evaluation of the midpalatal suture during rapid palatal expansion in children: a CT study. The Journal of Clinical Pediatric Dentistry. 2005;29(3):231–8.
145. Lione R, Ballanti F, Franchi L, Baccetti T, Cozza P. Treatment and posttreatment skeletal effects of rapid maxillary expansion studied with low-dose computed tomography in growing subjects. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2008 Sep;134(3):389–92.
146. Habersack K, Karoglan A, Sommer B, Benner KU. High-resolution multislice computerized tomography with multiplanar and 3-dimensional reformation imaging in rapid palatal expansion. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2007 Jun;131(6):776–81.

147. Woller JL, Kim KB, Behrents RG, Buschang PH. An assessment of the maxilla after rapid maxillary expansion using cone beam computed tomography in growing children. Dental Press Journal of Orthodontics. 2014;19(1):26–35.
148. McNamara JA, Baccetti T, Franchi L, Herberger TA. Rapid maxillary expansion followed by fixed appliances: a long-term evaluation of changes in arch dimensions. The Angle Orthodontist. 2003 Aug;73(4):344–53.
149. Krebs A. Midpalatal Suture Expansion Studies by the Implant Method Over a Seven-Year Period. Report of the Congress European Orthodontic Society. 1964;40:131–42.
150. Lima AC, Lima AL, Filho RMAL, Oyen OJ. Spontaneous mandibular arch response after rapid palatal expansion: a long-term study on Class I malocclusion. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2004 Nov;126(5):576–82.
151. Moussa R, O'Reilly MT, Close JM. Long-term stability of rapid palatal expander treatment and edgewise mechanotherapy. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1995 Nov;108(5):478–88.
152. Sandstrom RA, Klapper L, Papaconstantinou S. Expansion of the lower arch concurrent with rapid maxillary expansion. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1988 Oct;94(4):296–302.
153. Miller CL, Araújo EA, Behrents RG, Oliver DR, Tanaka OM. Mandibular arch dimensions following bonded and banded rapid maxillary expansion. Journal of the World Federation of Orthodontists. 2014 Sep;3(3):119–23.
154. Adkins MD, Nanda RS, Currier GF. Arch perimeter changes on rapid palatal expansion. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1990 Mar;97(3):194–9.
155. Geran RG, McNamara JA, Baccetti T, Franchi L, Shapiro LM. A prospective long-term study on the effects of rapid maxillary expansion in the early mixed dentition. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2006 May;129(5):631–40.
156. Berger JL, Pangrazio-Kulbersh V, Thomas BW, Kaczynski R. Photographic analysis of facial changes associated with maxillary expansion. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1999 Nov;116(5):563–71.
157. Tindlund RS, Rygh P. Soft-tissue profile changes during widening and protraction of the maxilla in patients with cleft lip and palate compared with normal growth and development. The Cleft Palate-Craniofacial Journal : Official Publication of the American Cleft Palate-Craniofacial Association. 1993 Sep;30(5):454–68.
158. Karaman AI, Başçiftçi FA, Gelgör IE, Demir A. Examination of Soft Tissue Changes After Rapid Maxillary Expansion. World Journal of Orthodontics. 2002;3(3):217–217.
159. dos Santos BM, Stuani AS, Stuani AS, Faria G, Quintão CC, Stuani MBS. Soft tissue profile changes after rapid maxillary expansion with a bonded expander. European Journal of Orthodontics. 2012 Jun;34(3):367–73.
160. Kiliç N, Kiki A, Oktay H, Erdem A. Effects of rapid maxillary expansion on Holdaway soft tissue measurements. European Journal of Orthodontics. 2008 Jun;30(3):239–43.
161. Nada RM, van Loon B, Maal TJJ, Bergé SJ, Mostafa YA, Kuijpers-Jagtman AM, et al. Three-dimensional evaluation of soft tissue changes in the orofacial region after tooth-borne and bone-borne surgically assisted rapid maxillary expansion. Clinical Oral Investigations. 2013 Dec;17(9):2017–24.
162. Johnson BM, McNamara JA, Bandeen RL, Baccetti T. Changes in soft tissue nasal widths associated with rapid maxillary expansion in prepubertal and postpubertal subjects. The Angle Orthodontist. 2010 Nov;80(6):995–1001.
163. Ciambotti C, Ngan P, Durkee M, Kohli K, Kim H. A comparison of dental and dentoalveolar changes between rapid palatal expansion and nickel-titanium palatal expansion appliances. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2001 Jan;119(1):11–20.
164. Mossaz-Joëlson K, Mossaz CF. Slow maxillary expansion: a comparison between banded and bonded appliances. European Journal of Orthodontics. 1989 Feb;11(1):67–76.
165. Herberger T. Rapid palatal expansion: Long term stability and periodontal implication [Master's thesis]. [Philadelphia]: University of Pennsylvania; 1987.
166. Ekström C, Henrikson CO, Jensen R. Mineralization in the midpalatal suture after orthodontic expansion. American Journal of Orthodontics. 1977 Apr;71(4):449–55.
167. Cope JB. Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift. Seminars in Orthodontics. 2005 Mar;11(1):3–9.
168. Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system. Seminars in Orthodontics. 2005 Mar;11(1):24–31.

169. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. Clinical Oral Implants Research. 2006 Feb;17(1):109–14.
170. Matteini C, Mommaerts MY. Posterior transpalatal distraction with pterygoid disjunction: a short-term model study. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2001 Nov;120(5):498–502.
171. Garib DG, Navarro RDL, Francischone CE, Oltramari PVP. Rapid maxillary expansion using palatal implants. Journal of Clinical Orthodontics. 2008 Nov;42(11):665–71.
172. Gedrange T, Köbel C, Harzer W. Hard palate deformation in an animal model following quasi-static loading to stimulate that of orthodontic anchorage implants. The European Journal of Orthodontics. 2001 Aug 1;23(4):349–54.
173. Hughes TJR. The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis. Englewood Cliffs, NJ, USA: Prentice Hall; 1987.
174. Moaveni S. Finite element analysis : theory and application with ANSYS. Pearson Education Limited; 2003.
175. Begg PR. Differential force in orthodontic treatment. American Journal of Orthodontics. 1956 Jul;42(7):481–510.
176. Ledley RS, Huang HK. Linear Model of Tooth Displacement by Applied Forces. Journal of Dental Research. 1968 May 1;47(3):427–32.
177. Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. American Journal of Orthodontics. 1971 Jun;59(6):581–8.
178. Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. Journal of Biomechanics. 1973 Sep;6(5):443–9.
179. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1987 Dec;92(6):499–505.
180. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: A finite element study. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2003 Apr;123(4):367–73.
181. Bourauel C, Freudenreich D, Vollmer D, Kobe D, Drescher D, J□ger A. Simulation of orthodontic tooth movements. Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthop□die. 1999 Mar;60(2):136–51.
182. Field C, Ichim I, Swain M V., Chan E, Darendeliler MA, Li W, et al. Mechanical responses to orthodontic loading: A 3-dimensional finite element multi-tooth model. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2009 Feb;135(2):174–81.
183. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. The European Journal of Orthodontics. 2009 Feb 1;31(1):12–20.
184. Asaro RJ., Lubarda VA. Mechanics of Solids and Materials. Cambridge University Press; 2006.
185. Tosun Y. Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi; 1999.
186. Holzapfel GA. Mechanics of Biological Tissue. Ogden RW, editor. Berlin: Springer; 2006.
187. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2001 Jun;85(6):585–98.
188. Şahin MK. Dört Farklı Cam Fiber Postun in vitro Bükülme Dirençlerinin ve Sonlu Eleman Metodu ile Stres Dağılımlarının Analizi [Doctoral Thesis]. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2008.
189. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 4th ed. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Co.; 2008.
190. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed. St. Louis: Mosby; 2002.
191. Marghitu DB. Mechanical engineer's handbook. Academic Press; 2001.
192. İnan M. Cisimlerin Mukavemeti. İstanbul: İTÜ Vakfı Yayınları; 1988.
193. Gümüş HÖ. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları gerilmelerin üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi ile karşılaştırılması [Doctoral thesis]. [Ankara]: Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2007.
194. Franklin FE. Stress analysis. In: Kutz M, editor. Mechanical Engineers' Handbook. New York: Wiley; 1998.
195. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. Journal of Biomechanics. 2002 Oct;35(10):1411–5.

196. Shaw A, Sameshima G, Vu H. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. Orthodontics & Craniofacial Research. 2004 May 30;7(2):98–107.
197. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. Medical Engineering & Physics. 2000 Jun;22(5):359–70.
198. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2002 Aug;122(2):174–9.
199. Owen DRJ, Hinton E. A simple guide to finite elements. Swansea, Wales: Pineridge Press; 1980.
200. Ertürk T. Anterior dişlerin mikroimplant desteği ile intrüze edilerek retrakte edilmesi sırasında meydana gelen değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi [Doctoral thesis]. [İstanbul]: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2008.
201. Valiyev R, Gonca M. Effects of various micro-osteoperforation approaches on canine and aligner displacements, and the stress in the periodontal ligament: A finite element analysis. Journal of Orthodontics. 2025 Dec;52(4):337–47.
202. Lee H, Ting K, Nelson M, Sun N, Sung SJ. Maxillary expansion in customized finite element method models. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2009 Sep;136(3):367–74.
203. Lee KJ, Park YC, Park JY, Hwang WS. Miniscrew-assisted nonsurgical palatal expansion before orthognathic surgery for a patient with severe mandibular prognathism. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2010 Jun;137(6):830–9.
204. Seong EH, Choi SH, Kim HJ, Yu HS, Park YC, Lee KJ. Evaluation of the effects of miniscrew incorporation in palatal expanders for young adults using finite element analysis. Korean Journal of Orthodontics. 2018 Mar;48(2):81–9.
205. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement. Journal of Dental Research. 2005 May 1;84(5):428–33.
206. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A Validated Finite Element Method Study of Orthodontic Tooth Movement in the Human Subject. Journal of Orthodontics. 2001 Mar 16;28(1):29–38.
207. Ponnada SR, Pattanaik S, Chandrasekhar G, Nanda SB, Kantheti S, Voma K. Evaluation of Displacement with Rapid Maxillary Expansion, Miniscrew-Assisted Rapid Maxillary Expansion, and Miniscrew-Assisted Rapid Maxillary Expansion Combined with Micro-Osteoperforations: A Comparative Finite Element Analysis. Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences. 2024 Dec;16(Suppl 5):S4354–8.
208. Çifter M, Saraç M. Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2011 Nov;140(5):e233-41.
209. Labunet A, Iosif C, Kui A, Vigu A, Sava S. Miniscrew-Assisted Rapid Palatal Expansion: A Scoping Review of Influencing Factors, Side Effects, and Soft Tissue Alterations. Biomedicines. 2024 Oct 24;12(11).
210. Suzuki SS, Braga LFS, Fujii DN, Moon W, Suzuki H. Corticopuncture Facilitated Microimplant-Assisted Rapid Palatal Expansion. Case Reports in Dentistry. 2018;2018:1392895.

EK

Etik Kurul Onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 29.08.2024-31170

T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Tarihi : 22.08.2024
Toplantı Sayısı : 2024/9
Karar Sayısı : 9/23

Kurulumuza değerlendirilmek üzere sunulan Doç. Dr. Ersin YILDIRIM'ın sorumlu, Dt. Furkan Yavuz GENCEL'in yardımcı araştırmacı olduğu 24/541 kayıt numaralı **"Maksiller Genişletme Amacıyla Kullanılan Minivida Destekli Apareylerin Farklı Sütural Maturasyon Dönemlerinde Çevre Yapılarda Meydana Getirdiği Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analiz Metoduyla İncelenmesi"** başlıklı proje önerisi kurulumuzun 22.08.2024 tarihli toplantısında değerlendirilmiş ve etik açıdan uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Yasemin AYDIN KARTAL
Başkan

Doç. Dr. Muzaffer AKDOĞAN
Başkan Yardımcısı

Prof. Dr. Abubekir ELTAS
Etik Kurul Üyesi

Prof. Dr. Neslihan ÜSTÜNDAĞ OKUR
Etik Kurul Üyesi

Prof. Dr. Mazhar Müslüm TUNA
Etik Kurul Üyesi

Prof. Dr. Günseli GÜVEN POLAT
Etik Kurul Üyesi

Prof. Dr. Fisun VURAL
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Eray Metin GÜLER
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Erhan ALABAY
Etik Kurul Üyesi

Doç. Dr. Yıldız BİLGE
Etik Kurul Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Esra ÇİKLER
Öğretim Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Hasan DEMİRCİ
Öğretim Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Banu BAYRAM
Etik Kurul Üyesi

27.08.2024 Memur Feyzanur SEZGİN

Evrakı Doğrulamak İçin : https://www.turkiye.gov.tr/sbu-ebys?eD=BSULSPJS8K&eS=31170

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.