



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**MODİFİYE HIZLI ÜST ÇENE GENİŞLETME
APAREYİNİN İSKELETSEL VE DENTAL
ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

Merve KESER

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Burak GÜLNAR

TRABZON-2021



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**MODİFİYE HIZLI ÜST ÇENE GENİŞLETME
APAREYİNİN İSKELETSEL VE DENTAL
ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

Merve KESER

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Burak GÜLNAR

TRABZON-2021

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

11.10.2021

Merve KESER

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesiyle bana destek olan ve yol gösteren, bazen bir abi bir arkadaş gibi yanımda olan, öğrencisi olmaktan mutluluk duyduğum değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Burak GÜLNAR'a,

Uzmanlık eğitimimin temelini atmamda büyük katkısı olan, üzerimdeki emeğini hiçbir zaman unutmayacağım değerli hocam Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.B.D. Başkanı Sayın Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Birol ÖZEL'e,

Uzmanlık eğitimimde mesleki bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan hocalarım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Barış BAŞER, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Buket PALA MUTLU ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Nurver KARSLI'ya,

Tez çalışmama THD-2020-8962 numaralı projeye destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine ve çalışmama katkılarından dolayı Ay Tasarıma,

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım asistan arkadaşlarıma ve bölüm personelimize,

Bu meşakkatli yolu eğlenceli hale getiren, yeri geldiğinde birlikte üzülp yeri geldiğinde birlikte güldüğümüz, gerek mesleki gerek kişisel konularda fikirlerine değer verdiğim sevgili eş kıdemlilerim Zeynep MAZLUM ve Saliha KOÇ'a,

Üniversitede birlikte sabahlara kadar ders çalıştığım, Trabzondaki hayatımda da bana yoldaş olan canım ev arkadaşım Merve SALMANLI'ya,

AÜDHF'nin bana kazandırdığı, Trabzonda beni yalnız bırakmayan pozitif enerjisi ile hayatımı renklendiren Rüya Gizem KOÇAK'a,

Mesafelere rağmen her zaman yanımda olduklarını hissettiğim, bana her zaman sırdaş, yoldaş, en iyi arkadaş olan Esmâ BALIN'a, Melis DURMAZ'a ve Yağmur KURT KÖSA'ya

Bugünlere gelmemi sağlayan, sevgilerini ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, haklarını asla ödeyemeyeceğim canım annem Zekiye KESER'e, canım babam Naci KESER'e, kardeşlerim Büşra KESER ve Furkan KESER'e,

En zor anlarımda da en mutlu anlarımda da hep yanımda olan, en büyük destekçim ve hayattaki en büyük şansım Çağrı Can ÇANKAYA'ya

Tüm kalbimle teşekkür ederim...

Merve KESER

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK SAYFASI

ONAY

BEYAN

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

x

ŞEKİLLER DİZİNİ

xi

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

xiv

ÖZET

xv

ABSTRACT

xvi

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

3

2.1 Posterior Çapraz Kapanış

3

2.1.1 Etiyoloji

3

2.1.2 Görülme Sıklığı

4

2.1.3 Tanı

5

2.1.4 Posterior Çapraz Kapanışın Sınıflandırılması

6

2.1.4.1 Fonksiyonel Posterior Çapraz Kapanış

6

2.1.4.2 Dişsel Posterior Çapraz Kapanış

6

2.1.4.3 İskeletsel Posterior Çapraz Kapanış

7

2.1.5 Tedavi

7

2.2 Hızlı Maksiller Genişletme (Rapid Maksiller Ekspansiyon)

9

2.2.1 Hızlı Maksiller Genişletme Endikasyonları

10

2.2.2 Hızlı Maksiller Genişletme Kontrendikasyonları

10

2.2.3 Hızlı Maksiller Genişletmede Zamanlama

11

2.2.4 Hızlı Maksiller Genişletmede Kullanılan Apareyler

12

2.2.5 Hızlı Maksiller Genişletmede Aktivasyon

13

2.2.6 Hızlı Maksiller Genişletmede Kuvvet

14

2.2.7 Hızlı Maksiller Genişletmenin Etkileri

14

2.2.7.1 Dişsel Etkiler

14

2.2.7.2 İskeletsel Etkiler	15
2.2.7.3 Paramedikal Etkiler	16
2.3 Stres Analiz Yöntemleri	17
2.3.1 Sonlu Elemanlar Analizi	17
2.3.1.1 Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Kavramlar	18
2.3.1.2 Sonlu Elemanlar Analizinin Basamakları	22
2.3.1.3 Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları	24
2.4 Hızlı Maksiller Genişletmenin Etkilerini Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İnceleyen Çalışmalar	25
3. GEREÇ ve YÖNTEM	28
3.1. Kemiğın Modellenmesi	30
3.2. Dişlerin ve PDL'nin Modellenmesi	33
3.3. RME Apareyinin Modellenmesi	34
3.4. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Modelinin Hazırlanması	36
3.5. Materyallerin Fiziksel Özellikleri	37
3.6. Sınır Koşulları	38
3.7 Kuvvet Tanımlaması	39
3.8 Senaryoların Oluşturulması	40
3.8.1. Senaryo 1	40
3.8.2. Senaryo 2	41
3.8.3. Senaryo 3	42
4. BULGULAR	43
4.1 Senaryo 1 Bulguları	43
4.1.1 Yer Değıştirme Bulguları (Senaryo 1)	45
4.1.1.1 İskeletsel Noktalarda Yer Değıştirme Bulguları	45
4.1.1.2 Dişlerde Yer Değıştirme Bulguları	46
4.1.2 Von Mises Gerilme Bulguları (Senaryo 1)	49
4.1.2.1 İskeletsel Noktalarda Von Mises Gerilme Bulguları	50
4.1.2.2 Dişlerde Von Mises Gerilme Bulguları	50

4.2 Senaryo 2 Bulguları	54
4.21 Yer Değiştirme Bulguları (Senaryo 2)	56
4.2.1.1 İskeletsel Noktalarda Yer Değiştirme Bulguları	56
4.2.1.2 Dişlerde Yer Değiştirme Bulguları	57
4.2.2 Von Mises Gerilme Bulguları (Senaryo 2)	60
4.2.2.1 İskeletsel Noktalarda Von Mises Gerilme Bulguları	61
4.2.2.2 Dişlerde Von Mises Gerilme Bulguları	61
4.3 Senaryo 3 Bulguları	65
4.3.1 Yer Değiştirme Bulguları (Senaryo 3)	67
4.3.1.1 İskeletsel Noktalarda Yer Değiştirme Bulguları	67
4.3.1.2 Dişlerde Yer Değiştirme Bulguları	68
4.3.2 Von Mises Gerilme Bulguları (Senaryo 3)	72
4.3.2.1 İskeletsel Noktalarda Von Mises Gerilme Bulguları	73
4.3.2.2 Dişlerde Von Mises Gerilme Bulguları	73
4.4 Karşılaştırmalı Bulgular	78
4.4.1 Karşılaştırmalı Yer Değiştirme Bulguları	78
4.4.1.1 İskeletsel Noktalarda Karşılaştırmalı Yer Değiştirme Bulguları	78
4.4.1.2 Dişlerde Karşılaştırmalı Yer Değiştirme Bulguları	79
4.4.2 Karşılaştırmalı Von Mises Gerilme Bulguları	80
4.4.2.1 İskeletsel Noktalarda Karşılaştırmalı Von Mises Gerilme Bulguları	80
4.4.2.2 Dişlerde Karşılaştırmalı Von Mises Gerilme Bulguları	81
5. TARTIŞMA	82
5.1 Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması	88
5.1.1 İskeletsel Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması	88
5.1.2 Dişsel Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması	90
5.2 Von Mises Stres Dağılımı Bulgularının Tartışması	93
5.2.1 İskeletsel Von Mises Stres Dağılımı Bulgularının Tartışması	93
5.2.2 Dişsel Von Mises Stres Dağılımı Bulgularının Tartışması	94

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

97

7.KAYNAKLAR

98



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	Kullanılan Young modülleri ve Poisson oranları	37
Tablo 2.	Senaryolarda kullanılan düğüm ve eleman sayıları	37
Tablo 3.	Senaryo 1’de dış kronlarında meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı	44
Tablo 4.	Senaryo 1’de dış köklerinde meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı	44
Tablo 5.	Senaryo 1’de bazı iskeletsel noktalarda meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı	45
Tablo 6.	Senaryo 2’de dış kronlarında meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı	55
Tablo 7.	Senaryo 2’de dış köklerinde meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı	55
Tablo 8.	Senaryo 2’de bazı iskeletsel noktalarda meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı	56
Tablo 9.	Senaryo 3’de dış kronlarında meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı	66
Tablo 10.	Senaryo 3’de dış köklerinde meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı	66
Tablo 11.	Senaryo 3’de bazı iskeletsel noktalarda meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı	67

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	Supraorbital hatta kadar modellenmiş kafatası modelinin frontal düzlem görüntüsü	28
Şekil 2.	Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Bochum,) optik tarayıcısı	29
Şekil 3.	VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulmuş model	30
Şekil 4.	BT kesitinde kemik dokunun ayrıştırılması	31
Şekil 5.	Kortikal kemiğin frontal düzlemde görüntüsü	32
Şekil 6.	Spongioz kemiğin frontal düzlemde görüntüsü	32
Şekil 7.	Kortikal kemik modelinde diş soketlerinin görüntüsü	33
Şekil 8.	Maksiller sinüs, dişler ve RME apareyi	33
Şekil 9.	Dişlerin frontal düzlemde görüntüsü	34
Şekil 10.	Dişler ve PDL'nin frontal düzlemde görüntüsü	34
Şekil 11.	(a) Senaryo 1'de uygulanan RME apareyi modeli, (b) Senaryo 2'de uygulanan RME apareyi modeli, (c) Senaryo 3'te uygulanan RME apareyi modeli	35
Şekil 12.1.	Senaryo 1'de uygulanan RME apareyinin kemik modelde okluzalden görüntüsü	35
Şekil 12.2.	İkinci senaryoda uygulanan RME apareyinin kemik modelde okluzalden görüntüsü	35
Şekil 12.3.	Üçüncü senaryoda uygulanan RME apareyinin kemik modelde okluzalden görüntüsü	36
Şekil 13.	Senaryo 3'e ait analize hazır 3 boyutlu modelin frontal düzlemde görüntüsü	36
Şekil 14.1.	Supraorbital bölgeden sabitlenen modelin frontal düzlemde görüntüsü	38
Şekil 14.2.	Posterior ve supraorbital bölgeden sabitlenen modelin lateral yönden görüntüsü	38
Şekil 14.3.	Posteriordan sabitlenen modelin görüntüsü	39
Şekil 15.	RME vidasına uygulanan yer değiştirme yönü	39
Şekil 16.1.	G-RME apareyi uygulanmış modelin frontal düzlemde görüntüsü	40
Şekil 16.2.	G-RME apareyi uygulanmış modelin okluzal düzlemde görüntüsü	40

Şekil 17.1.	F-RME apareyi uygulanmış modelin frontal düzlemde görüntüsü	41
Şekil 17.2.	F-RME apareyi uygulanmış modelin okluzal düzlemde görüntüsü	41
Şekil 18.1.	Asimetrik tasarımlı M-RME apareyi uygulanmış modelin frontal düzlemde görüntüsü	42
Şekil 18.2.	Asimetrik tasarımlı M-RME apareyi uygulanmış modelin okluzal düzlemde görüntüsü	42
Şekil 19.	Senaryo 1’de yer değiştirmelerin değerlendirildiği X, Y, Z düzlemleri	43
Şekil 20.	Senaryo 1’de oluşan toplam yer değiştirme dağılımı	47
Şekil 21.	Senaryo 1’de dişlerde meydana gelen yer değiştirme dağılımı	48
Şekil 22.	Senaryo 1’de kraniyofasiyal yapılardaki yer değiştirme dağılımı	49
Şekil 23.	Senaryo 1’de dişlerdeki Von Mises gerilme dağılımı	51
Şekil 24.	Senaryo 1’de kraniyofasiyal yapılarda Von Mises gerilme dağılımı	52
Şekil 25.	Senaryo 1’de maksiller sinüslerdeki Von Mises gerilmeleri	53
Şekil 26.	Senaryo 1’de aparey üzerindeki Von Mises gerilmeleri	53
Şekil 27.	Senaryo 2’de yer değiştirmelerin değerlendirildiği X, Y, Z düzlemleri	54
Şekil 28.	Senaryo 2’de oluşan toplam yer değiştirme dağılımı	58
Şekil 29.	Senaryo 2’de dişlerde meydana gelen yer değiştirme dağılımı	59
Şekil 30.	Senaryo 2’de kraniyofasiyal yapılardaki yer değiştirme dağılımı	60
Şekil 31.	Senaryo 2’de dişlerdeki Von Mises gerilme dağılımı	62
Şekil 32.	Senaryo 2’de kraniyofasiyal yapılardaki Von Mises gerilme dağılımı	63
Şekil 33.	Senaryo 2’de maksiller sinüslerdeki Von Mises gerilmeleri	64
Şekil 34.	Senaryo 2’de aparey üzerindeki Von Mises gerilmeleri	64
Şekil 35.	Senaryo 3’te yer değiştirmelerin değerlendirildiği X, Y, Z düzlemleri	65
Şekil 36.	Senaryo 3’te oluşan toplam yer değiştirme dağılımı	70
Şekil 37.	Senaryo 3’te dişlerde meydana gelen yer değiştirme dağılımı	71
Şekil 38.	Senaryo 3’te kraniyofasiyal yapılardaki yer değiştirme dağılımı	72
Şekil 39.	Senaryo 3’te dişlerdeki Von Mises gerilme dağılımı	75

Şekil 40.	Senaryo 3'te kraniyofasiyal yapılardaki Von Mises gerilme dağılımı	76
Şekil 41.	Senaryo 3'te maksiller sinüslerdeki Von Mises gerilmeleri	77
Şekil 42.	Senaryo 3'te aparey üzerindeki Von Mises gerilmeleri	77



KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

ANS	Anterior nazal spina
ARME	Asimetrik RME
BT	Bukkal tüberkül
DBK	Distobukkal kök
F-RME	Full Cap Splint RME
G-RME	Geleneksel RME
M-RME	Modifiye RME
MARPE	Micro-implant Assisted Rapid Palatal Expander
MBK	Mesiobukkal kök
MBT	Mesiobukkal tüberkül
MPT	Mesiopalatinal tüberkül
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
Ni-Ti	Nikel-Titanyum
PDL	Periodontal ligament
PK	Palatinal kök
PNS	Posterior nazal spina
PT	Palatinal tüberkül
RME	Hızlı maksiller genişletme (Rapid Maxillary Expansion)

Simgeler

Kg	Kilogram
Mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
N	Newton
σ	Gerilme
ϵ	Gerinim

ÖZET

Modifiye Hızlı Üst Çene Genişletme Apareyinin İskeletsel Ve Dental Etkilerinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi

Maksiller darlık en sık görülen iskeletsel anomalilerden biridir. Maksiller darlığın sebep olduğu posterior çapraz kapanışın görülme sıklığı %2,7 ile %18,2 arasındadır. Tek taraflı posterior çapraz kapanış çift taraflıya oranla daha sık görülmektedir. Posterior çapraz kapanışın tedavisi yaş, anomalinin şiddeti gibi pek çok faktöre bağlı olarak hastadan hastaya farklılık göstermektedir. Bununla birlikte iskeletsel posterior çapraz kapanışın en yaygın tedavisi, midpalatal süturun ayrılarak maksiller kemik kaidesinin genişletildiği hızlı maksiller genişletmedir (Rapid Maxillary Expansion, RME). Bu çalışmanın amacı geleneksel bonded RME (G-RME) apareyi, Full cap splint RME (F-RME) apareyi ve asimetrik modifiye RME (M-RME) apareyinin etkilerini sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Üç senaryoda kullanılan üç farklı model şu şekildedir; 1) Molar ve premolar dişlerin akrilikle kaplandığı G-RME apareyi, 2) Palatinal mukoza açıkta kalacak şekilde tüm dişlerin akrilikle kaplandığı F-RME apareyi, 3) Sağ tarafta tüm dişlerin sol tarafta premolar ve molar dişlerin akrilikle kaplandığı asimetrik M-RME apareyi. Bütün modellerde RME vidasına horizontal düzlemde 5 mm yer değiştirme uygulandıktan sonra oluşan stres seviyeleri ve yer değiştirmeler sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmiştir.

Posterior dişler G-RME apareyi ile F-RME apareyine göre daha fazla genişlemiştir. M-RME apareyiyle ise posterior dişler, premolar ve molar dişlerin akrilikle kaplandığı tarafta tam kaplama olan tarafa göre daha fazla genişlemiştir. Anterior dişler F-RME apareyi ile G-RME apareyine göre daha fazla genişlemiştir. M-RME apareyi ile anterior dişler, tam kaplama olan tarafta diğer tarafa göre daha fazla genişleme olmuş ve orta hat tam kaplama olan tarafa kaymıştır.

M-RME apareyi ile sapmış olan orta hat düzeltilebilir ve posterior bölgede tek taraflı genişleme sağlanabilir.

Anahtar Sözcükler: Modifiye RME Apareyi, Hızlı Maksiller Genişletme, Sonlu Elemanlar Analizi

ABSTRACT

Transvers maxillary deficiency is one of the most common skeletal anomalies. The incidence of posterior crossbite caused by maxillary stenosis is between 2.7% and 18.2%. Unilateral posterior crossbite is more common than bilateral. Treatment of posterior crossbite differs from patient to patient, depending on many factors such as age, severity of the anomaly. However, the most common treatment for skeletal posterior crossbite is rapid maxillary expansion (RME), in which the base of the maxillary bone is widened by separating the midpalatal suture. The aim of this study is to compare the effects of conventional RME appliance, full cap splint RME appliance and modified asymmetric RME appliance with finite element analysis.

The three different models used in the three scenarios are as follows; 1) conventional bonded RME appliance in which molar and premolar teeth are covered with acrylic, 2) F-RME appliance in which all teeth are covered with acrylic so that the palatal mucosa is exposed, 3) Asymmetric modified RME appliance in which all teeth on the right side are covered with acrylic on the left premolars and molars. In all models, stress levels and displacements after applying 5 mm displacement in the horizontal plane to the RME screw were investigated by finite element stress analysis method.

Posterior teeth were expanded more with the conventional RME appliance than with the full cap splint RME appliance. With the modified RME appliance, the posterior teeth expanded more on the side where the premolars and molars are covered with acrylic than on the side with full coverage. The anterior teeth were expanded more with the full cap splint RME appliance than with the conventional RME appliance. With the modified RME appliance, the anterior teeth were more expanded on the fully-covered side than the other side, and the midline shifted to the fully-covered side.

With the asymmetric modified RME appliance, the deviated midline can be corrected and unilateral expansion in the posterior region can be achieved.

Keywords: Modified RME Appliance, Finite Element Analysis, Rapid Maxillary Expansion

1 GİRİŞ VE AMAÇ

Kraniyofasiyal sistemde sagittal, vertikal ve transvers yönlerde çeşitli problemler görülebilmektedir (1). Üst çenenin transvers yöndeki gelişim yetersizliği ya da darlığı en yaygın olarak görülen iskeletsel problemlerden biridir. Üst çene darlığının etiyolojisinde ağız solunumu, erken okluzal temaslar, genetik gibi faktörler rol almaktadır (2-4). Bu darlık genellikle tek taraflı ya da çift taraflı posterior çapraz kapanışa sebep olmaktadır (5, 6).

Posterior çapraz kapanışın görülme sıklığının %2.7 ile %23.3 arasında olduğu bildirilmiştir (7). Posterior çapraz kapanış iskeletsel, dişsel veya fonksiyonel olarak tek ya da çift taraflı şekilde görülebilmektedir. Toplumda tek taraflı posterior çapraz kapanış çift taraflıya oranla daha sık görülmektedir. Fonksiyonel kaymadan kaynaklanan mandibular konum bozukluğunun uzun süre devam etmesi özellikle kondiler bölge olmak üzere mandibular büyümeyi değiştirebilir. Buna bağlı olarak tek taraflı posterior çapraz kapanış sonucunda asimetrik kondil yüksekliği görülebilir (8).

Maksiller darlığın erken dönemde tedavi edilmesi ve etiyolojik faktörlerin elimine edilmesi önerilmektedir (9). C. Angell 1860 yılında vidalı bir genişletme apareyi ile midpalatal süturda genişleme sağlayarak ilk kez hızlı maksiller genişletme (Rapid Maxillary Expansion/RME) tanımlamasını yapmıştır (10). Genişletme için; Haas, Hyrax, Minne Expander, Cap Splint gibi birçok aparey kullanılmıştır (11-14). Geleneksel banded RME apareylerinin posterior dişlerdeki devrilme uzama gibi istenmeyen etkilerinden dolayı akrilik bonded RME apareylerinin kullanımı daha fazladır (15). Bu apareylerin tek taraflı çapraz kapanışlarda kullanımı çapraz kapanış olmayan tarafta bukkal nonokluzyona sebep olmaktadır. Bu nedenle tek taraflı posterior çapraz kapanışlarda, normal kapanış tarafında mandibulaya uzanan bir akrilik kilit mekanizması ile ankrajın artırıldığı apareyler ya da simetrik bir RME apareyi ile birlikte normal kapanış tarafında çapraz elastikler kullanılmaktadır (16).

Orta hat sapmasının eşlik ettiği çift taraflı posterior çapraz kapanışlarda modifiye edilmiş RME apareyi (orta hattın kaydığı tarafta birinci premolar dişe kadar, diğer tarafta santral dişe kadar akrilik kaplı) önerilmektedir. Bu akrilik kaplama sayesinde retansiyon döneminde trasseptal lifler aracılığıyla orta hat kendiliğinden düzeltilmektedir (17).

Mühendislik alanındaki yüklemelerin hesaplanması amacıyla geliştirilen sonlu elemanlar analizi ortodonti alanında da uygulanan kuvvetlerin biyomekanik etkilerini hesaplamak için kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi ortodontik kuvvetlerin dişler,

periodontal ligament, alveol kemiği ve kraniyofasiyal yapılarıdaki biyomekanik etkilerinin değeriendirilmesi ya da ankraj amacıyla kullanılan mini vidaların etrafında oluşan gerilmelerin değeriendirilmesi gibi farklı alanlarda kullanılmaktadır (18).

Yapılan literatür taramasında M-RME apareyinin iskeletsel ve dental etkilerinin sonlu elemanlar analiziyle incelendiği bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu tez çalışmasında G-RME, F-RME ve asimetrik M-RME apareylerinin kraniyofasiyal yapılarıdaki biyomekanik etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışma üst orta hat kaymasının eşlik ettiği posterior çapraz kapanış vakalarında M-RME apareyi ile üst orta hattın düzeleceği ve tek taraflı posterior çapraz kapanış vakalarında asimetrik genişleme ile normal kapanış tarafında bukkal nonokluzyon oluşturmadan tedavi sağlanacağı hipotezine üzerine kurulmuştur.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Çapraz Kapanış

Maksillanın transvers yöndeki gelişim yetersizliği kraniyofasiyal bölgede görülen en yaygın iskeletsel problemlerden biridir (2). Maksiller darlık ilk kez Hipokrat tarafından tanımlanmıştır (19). Maksiller darlığın en önemli klinik görüntüsü posterior çapraz kapanıştır (20).

Normal bir okluzyonda maksiller dişler mandibular dişleri bukkalden ve labialden örtmektedir. Anteriorda overjet overbite ilişkisinin yanı sıra posteriorda maksiller dişlerin palatinal tüberkülleri mandibular dişlerin santral fossasına yerleşmiş pozisyonundadır (21).

Çapraz kapanış terimi dişlerin karşıt çene dişleriyle anormal bukkolingual ilişkisini ifade etmek için kullanılmaktadır (22). Posterior çapraz kapanış ise, sentrik ilişkide maksiller posterior dişlerin bukkal tüberküllerinin, mandibuler posterior dişlerin bukkal tüberküllerinden, daha palatinalde yer aldığı durumu ifade etmektedir (7). Posterior çapraz kapanış dişsel, iskeletsel ve fonksiyonel olarak sınıflandırılmaktadır (2).

2.1.1 Etiyoloji

Posterior çapraz kapanış genetik veya çevresel kaynaklı olabilmektedir. Posterior çapraz kapanış oluşumunda nöromusküler sistem, yumuşak dokular, iskeletsel yapı ve dişsel problemler etkili olmaktadır (15). Süt dişlerinin uzun süre ağızda kalması/erken çekilmesi, maksillanın transvers yöndeki gelişim geriliği, maksiller hipoplazi, asimetrik yüz büyümesi, fonksiyonel mandibular kaymalar, periodontal doku hasarına/erken diş kaybına bağlı diş devrilmeleri, çapraşıklıklar, damak yarıkları, parmak emme gibi kötü alışkanlıklar bu maloklüzyona neden olan önemli faktörlerdir (23).

Genetik, hamilelikte kullanılan ilaçlar, radyasyona maruz kalma ve bazı çevresel faktörler maksillanın hipoplazik olmasına sebep olabilir. Dudak damak yarıklı hastalarda üç yönde maksiller gelişim geriliği görülmektedir. Bu hastalarda maksillanın hipoplazik kalmasının sebebi primer cerrahiler sonucu oluşan skarlar ve dişlerin ideal okluzyonda olmamasından dolayı çiğneme fonksiyonunun yetersiz olmasıdır (7). Kraniyofasiyal Dizostozis'te süturların erken kapanmasından dolayı orta yüzde gelişim geriliği ve buna bağlı olarak da posterior çapraz kapanış oluşabilmektedir. Down Sendromunda da maksiller gelişim geriliğine bağlı olarak posterior çapraz kapanış görülebilmektedir (24).

Uzun süre emzik kullanımı posterior çapraz kapanışa sebep olabilmektedir. Ağız uzun süre açık kalışı ve dilin aşağıda konumlanması maksiller posterior dişlerin daha çok yanak basıncına maruz kalmasına, mandibular posterior dişlerin ise dil basıncına maruz kalmasına sebep olarak transversal dengenin bozulmasına ve posterior kapanışa yol açabilmektedir (25). Yapılan bir çalışmada doğumdan itibaren 3 yaşına kadar emzik kullanan bireylerin %26'sında çapraz kapanış görüldüğü bildirilmektedir (26). Parmak emme alışkanlığı da emzik kullanımı gibi ağız içi nötral dengenin bozulması sebebiyle posterior çapraz kapanışa neden olabilmektedir (21).

Uzun süre ağızda kalan süt dişleri yerine gelecek daimi dişin çapraz kapanışta sürmesine sebep olabilirken aynı zamanda maksiller süt ikici molar dişlerin erken çekimi, daimi molar dişlerin mesializasyonuna neden olarak daimi ikinci premolar dişlerin çapraz kapanışta sürmesine sebep olabilmektedir (7).

Solunum şekli posterior çapraz kapanış oluşumunda rol oynamaktadır (21). Sağlıklı solunum burundan nefes alıp verilerek gerçekleşir. Ağız solunumu; büyümüş tonsil ve adenoidler, nazal stenoz ve nazal alerji gibi burun solunumundaki herhangi bir yetersizlik sonucu vücudun bu durumu telafi edebilmek için oluşturduğu patolojik bir çözümdür (21). Ağız solunumunda da emme alışkanlıklarında olduğu gibi posterior dişleri etkileyen kuvvetlerin dengesinin bozulması sonucu posterior çapraz kapanış görülebilmektedir (27).

Süt dişlerindeki erken temaslar fonksiyonel posterior çapraz kapanışa sebep olabilmektedir. Özellikle süt kanin dişlerdeki erken temaslar sonucunda mandibulanın kaydırılarak kapanışa getirilmesi genellikle tek taraflı posterior çapraz kapanışa sebep olmaktadır (27, 28).

Temporomandibular eklemden meydana gelen bir patoloji veya travma sonucu mandibulanın büyümesinin tek tarafta sınırlanmasıyla asimetrikler oluşabilir (29). Tek taraflı çapraz kapanışı olan hastalarda yapılan bir çalışmada çapraz kapanış tarafında kondillerin daha kısa olduğu bildirilmiştir (8).

2.1.2 Görülme Sıklığı

Posterior çapraz kapanış özellikle süt ve karma dişlenme dönemlerinde en sık görülen malokluzyondur. Toplumdaki görülme sıklığının birçok farklı çalışma sonucunda %2,7-%23,3 arasında olduğu bildirilmektedir (3, 7-9, 30-33). Türkiyede yapılan farklı çalışmalarda Türk çocuklarında görülen posterior çapraz kapanış sıklığı %2,7-%9,7 arasında bildirilmiştir (34-36).

Çapraz kapanışlarla ilgili yapılan çalışmalarda posterior çapraz kapanışların %80'inin tek taraflı olduğu bunların çoğunun da fonksiyonel kaynaklı olduğu belirtilmektedir (3, 7, 31, 37). Başka bir çalışmada ise sağ ve sol posterior çapraz kapanış sıklığının eşit olduğu bildirilmiştir (38).

2.1.3 Tanı

Transvers yön anomalilerinin teşhisinde klinik muayenenin yanısıra fotoğraflar, modeller ve antero-posterior radyograflar kullanılmaktadır (39). Posterior çapraz kapanış tanısında öncelikle klinik olarak yüz ve dişler frontal açıdan değerlendirilmelidir. Asimetri varlığı ve okluzal denge değerlendirilmeli ve asimetri varsa kaynağının fonksiyonel kayma mı yoksa iskeletsel çapraz kapanış mı olduğu tespit edilmelidir (40).

Fonksiyonel yan çapraz kapanışta istirahat halinde mandibula normal konumdadır ancak dişler okluzyona getirildiğinde mandibula çapraz kapanış olan tarafa kayar. Ağız açılıp kapatılırken maksiller ve mandibular orta hatlar takip edilmelidir. Ağız açıkken orta hatlar çakışıyor kapalıyken çakışmıyorsa bunun sebebi fonksiyonel kayma ya da temporomandibular eklem problemi olabilir. Bunun ayrımı için ağız kapatılırken mandibulanın hareketleri dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir. Mandibulanın dişlerdeki erken temaslardan sonra kayması problemin fonksiyonel kayma olduğunu gösterir (41).

Klinik muayenede hastanın cephe gülümsemesi ve bukkal koridorların değerlendirilmesi çapraz kapanış hakkında bilgi vermektedir. Geniş bukkal koridorlar maksiller molar dişlerin palatinal kron torku ya da çapraz kapanış sebebiyle görülmektedir (42).

Fonksiyonel kayma ekarte edildikten sonra çapraz kapanışın dişsel mi iskeletsel mi olduğu ayırt edilmelidir. Dental modeller çapraz kapanışın kaynağını anlamak için kullanılmaktadır. Özellikle posterior dişlerin kron torkları değerlendirilir; maksiller molarların bukkal kron torku, mandibular molarların lingual kron torku çapraz kapanışın iskeletsel kaynaklı olduğunu gösterir (43). Ayrıca Howes Model Analizi kemik kaidesinin genişliği konusunda bilgi verir ve çapraz kapanışın dişsel mi iskeletsel mi olduğunu anlama konusunda yardımcı olur (44).

Çeneler arası sagittal ilişki değiştiğinde transvers ilişki de değişmektedir. Bu yüzden çapraz kapanış değerlendirilirken sagittal ilişki de göz önünde bulundurulmalıdır. Dental modeller sınıf I ilişkiye getirildiğinde çapraz kapanış mevcut ise bu gerçek bir uyumsuzluğu gösterirken modeller sınıf I ilişkideyken çapraz kapanış ortadan kalkıyorsa göreceli

uyumsuzluk söz konusudur (45). Maksiller molarların bukkale devrilmiş olması gerçek maksiller darlığı gizleyebilmektedir. Bu hastalarda okluzyon normal gibi görülebilir ancak artmış Wilson eğrisi mevcuttur (20).

Transvers yön değerlendirmelerinin en iyi yapıldığı radyograflar postero-anterior radyograflardır. Bu radyograflar asimetriler, çeneler arası transvers ilişki, çapraz kapanışın iskeletsel olup olmadığı konularında bilgi vermektedir. Okluzal radyograflar da maksiller genişletmenin transvers etkilerini, midpalatal suturen açılmasını ve kemikleşmesini değerlendirmek için faydalanan görüntülerdir ancak posterior bölgede sınırlı olması ve süperpozisyonlar sebebiyle görüntünün net olmadığı bildirilmektedir (9, 46).

2.1.4 Posterior Çapraz Kapanışın Sınıflandırılması

2.1.4.1 Fonksiyonel Posterior Çapraz Kapanış

Mandibulanın erken temaslardan dolayı bir tarafa kayarak kapanmasıyla oluşan çapraz kapanış fonksiyonel posterior çapraz kapanış olarak tanımlanmaktadır. Mandibulada bir asimetri söz konusu değildir ve istirahat konumunda normal pozisyonundadır ancak maksimum interküspasyona gelirken dişlerdeki erken temaslar sebebiyle mandibula bir tarafa kaymakta ve asimetri oluşmaktadır. Ayrıca mandibulanın kayması sonucunda dengeleyen tarafta eklem boşluğunda artış olduğu bildirilmektedir (47). Fonksiyonel kayma sonucu oluşan tek taraflı posterior çapraz kapanışta genellikle mandibulanın kayması sebebiyle Angle sınıf II subdivizyon ilişkisi gözlenmektedir (41).

Fonksiyonel posterior çapraz kapanış erken yaşta sıklıkla karma dişlenme döneminde ortaya çıkmaktadır. Kendiliğinden düzelme ihtimali çok düşük olduğu için erken dönemde tedavi edilmelidir. Tedavi edilmediği takdirde çapraz kapanış iskeletsel hale gelebilmekte ve eklem problemleri oluşabilmektedir (21, 38).

2.1.4.2 Dişsel Posterior Çapraz Kapanış

Dişsel posterior çapraz kapanış bir veya birden fazla maksiller posterior dişin palatina eğimli olması sonucunda oluşmaktadır. Mandibular diş veya dişler maksiller dişlerden daha bukkalde yer almaktadır. Maksillanın kemik kaidesi normal genişliktedir (48).

2.1.4.3 İskeletsel Posterior Çapraz Kapanış

Maksilla ve mandibula arasındaki transvers yönde iskeletsel uyumsuzlıktan kaynaklanmaktadır. İskeletsel çapraz kapanışın sebebi; dar maksilla normal mandibula, normal maksilla geniş mandibula, dar maksilla geniş mandibula olmak üzere her iki çene de olabilmektedir (21). İskeletsel çapraz kapanış çift taraflı veya tek taraflı olabilmektedir.

Çift Taraflı İskeletsel Posterior Çapraz Kapanış

Maksiller kemik kaidesi çift taraflı olarak mandibular kemik kaidesinden daha dardır. Bu çapraz kapanış çeneler arası sagittal uyumsuzluktan da kaynaklanabilmektedir. Genellikle sınıf III ilişkide görülmektedir. Çift taraflı iskeletsel posterior çapraz kapanışta çeneler simetrik ve maksimum interküspasyona geçerken mandibulada kayma gözlenmez (49).

Tek Taraflı İskeletsel Posterior Çapraz Kapanış

Posterior çapraz kapanışın daha sık görülen şekli olan bu durumda çapraz kapanış tek taraflı olsa da etken genellikle çift taraflı maksiller darlıktır. Tedavi edilmeyen fonksiyonel kaymaların iskeletsel hale gelmesiyle oluşabilmektedir. Maksiller alveoler kreterin asimetrik büyümesi, maksiller veya mandibular sapmalar, temporomandibular eklemdaki tek taraflı problemler ve Hemifasial Mikrosomia gibi sendromik hastalıklar tek taraflı posterior çapraz kapanışa sebep olmaktadır. Parmak emme gibi kötü alışkanlıklar, tek taraftaki süt dişlerinin uzun süre ağızda kalması gibi çevresel faktörler de tek taraflı çapraz kapanışa sebep olmaktadır (50). Tek taraflı iskeletsel posterior çapraz kapanışta hem maksimum interküspasyonda hem de istirahat konumunda mandibulada sapma vardır (51).

2.1.5 Tedavi

Posterior çapraz kapanışın tedavisi hastadan hastaya farklılık gösterebilmektedir. Tedavide hastanın yaşı, çapraz kapanışın tipi ve şiddeti, vertikal büyüme tipi, etiyolojik faktörler, kamufraj ve kendiliğinden düzelip düzelemeyeceği gibi durumlar önemli faktörlerdir (7, 26, 28). Ayrıca göz önünde bulundurulması gereken bir diğer faktör de transvers yön büyümesinin sagittal yön büyümesinden daha önce tamamlandığıdır (42, 48).

Bazı çalışmalar posterior çapraz kapanışın kendi kendine düzelemeyeceğini bildirirken (27, 52); bazı çalışmalar süt ve erken karma dişlenme dönemlerinde kendiliğinden düzelmenin mümkün olduğunu ve bu düzelme oranının %8-45 arasında olduğunu bildirmektedir (3, 9, 40).

Süt dişlenme veya erken karma dişlenme döneminde çapraz kapanışının tedavisi için öncelikli adım etkenin tanımlanmasıdır. Süt dişlenme döneminde etken mandibular kayma değilse hasta takip edilebilir. Daimi birinci molar ve premolar dişlerin sürmeleri takip edilerek her hangi bir kayma olduğunda müdahale edilir (28). Süt molar dişlerdeki çapraz kapanışın karışık dişlenme döneminde çözülmesi premolar dişlerin çapraz kapanışta sürmesinin önüne geçebilmektedir (7).

Süt dişlenme dönemindeki çapraz kapanışın etkeni mandibular kayma ise mutlaka erken dönemde tedavi edilmelidir (9). Erken karışık dişlenme döneminde fonksiyonel kaymanın tedavi edilmesinin mandibular asimetriyi büyük oranda düzelttiği bildirilmektedir (53). Bazı dişlerde yapılacak ufak okluzal möllemeler fonksiyonel kaymayı ortadan kaldırmaktadır (41). Problemin hafif olduğu durumlarda bu düzenlemeler oldukça işe yararken daha şiddetli durumlarda sadece okluzal düzenlemeler yeterli olmayabilir ve ortodontik müdahale gerekebilir (54).

Erken karma dişlenme döneminde fonksiyonel olmayan çapraz kapanışlar için etkene bağlı olarak iki farklı tedavi uygulanmaktadır. İskeletsel çapraz kapanışlarda en yaygın tedavi midpalatal süturun açılarak maksillanın genişletilmesidir. Dişsel çapraz kapanışlar ise dişlerin devrilme hareketiyle çözülmemektedir. Transvers uyumsuzluk 4-5 mm den daha küçük olduğunda dişsel devrilme hareketi ile çapraz kapanış çözülebilirken daha büyük uyumsuzluklarda iskeletsel tedavi gerekmektedir (9).

Dişsel posterior çapraz kapanış vakalarında hareketli genişletme apareyleri, transpalatal ark veya 2x4 edgewise tekniği ile kullanılan genişletilmiş yuvarlak ark teli maksiller posterior dişlerde bukkale devrilme sağlamak için kullanılmaktadır. Çapraz elastiklerle de devrilme hareketi elde edilmektedir ancak çapraz elastikler mandibular dişlerde lingual devrilmeye neden olacağı için lingual arkla birlikte kullanımı önerilmektedir (9).

İskeletsel çapraz kapanış vakalarında üst diş kavsinde genişlemeyle birlikte apikal kemik kaidesinde de genişleme gerekmektedir. Maksiller kemik kaidesinin genişlemesi midpalatal süturun açılmasıyla sağlanmaktadır (28).

Maksillanın genişletilmesinde süturun açılma hızına bağlı olarak yavaş, hızlı ve yarı hızlı olmak üzere 3 genişletme protokolü mevcuttur (21).

Yavaş genişletmede maksillaya 450-900 gr kuvvet uygulanır. Haftada 0.5-1 mm aktivasyon sağlanarak 2-6 ay boyunca genişletme yapılır. Sütural dokuların direnci

kırılmadığı için yavaş genişlemede ortopedik etkiden çok ortodontik etki sağlanmaktadır (2). Bazı araştırmacılar yavaş genişletmenin eşit miktarda dişsel ve iskeletsel etki sağladığını belirtirken (36, 55); bir çalışmada yavaş genişletmenin %16-30 oranında iskeletsel etki sağladığı belirtilmektedir (56). Yavaş genişlemede tedavi sonunda çevre dokularda artık stres birikimi az olduğu için nüks ihtimali de azalmaktadır (57).

Yarı hızlı üst çene genişletmesi için literatürde farklı uygulamalar mevcuttur. 1977 yılında Mew; hareketli bir genişletme apareyi ile haftalık 1-1.5 mm genişletmenin hızlı ve yavaş genişletmeye göre daha fizyolojik olduğunu belirtmiştir (58). Sandıkçioğlu ve Hazar erken karma dişlenme dönemindeki hastalarda hareketli genişletme apareyini iki günde bir çeyrek tur aktivasyonla uygulamıştır (36). Ramoğlu ve ark. erken karma dentisyondaki hastalara rijit akrilik bonded RME apareyini midpalatal süturda açılma olana kadar günde iki çeyrek tur, açılma olduktan sonra iki günde bir çeyrek tur aktive ederek uygulamıştır (59). İşeri ve Özsoy rijit akrilik bonded RME apareyini midpalatal süturda açılma olana kadar günde iki çeyrek tur, açılma olduktan sonra hareketli genişletme apareyine geçerek haftada üç çeyrek tur aktivasyonla uygulayarak üst çene genişletmesi yapmıştır (60).

Hızlı maksiller genişletmede diş hareketi için gereken kuvvetten çok daha fazla kuvvet uygulanarak ortopedik etki elde edilmektedir. Hızlı genişletme sabit apareyler ile vida günde iki çeyrek tur aktiflenerek uygulanmaktadır. Bir kaç hafta içerisinde midpalatal süturun açılmasıyla maksiller genişleme sağlanmaktadır (61).

2.2 Hızlı Maksiller Genişletme (Rapid Maksiller Ekspansiyon)

Ortodontistler tarafından 150 yılı aşkın süredir kullanılan bu teknik; maksiller dentisyona bilateral ortopedik kuvvetler uygulayarak midpalatal süturun açılması yoluyla kısa sürede maksillanın genişlemesi şeklinde tarif edilmektedir. Hızlı maksiller genişletmenin amacı maksiller dentisyona diş hareketi limitinin üzerinde kuvvet uygulayarak diş hareketini azaltmak ortopedik etkiyi artırmaktır (10, 62). Genişleme sırasında oluşan kuvvet dişlere daha sonra periodontal ligamente ve alveol kemiğe iletilir. Bu yüzden midpalatal süturda açılma olurken dişlerde bukkale devrilme görülür (14).

Hızlı maksiller genişletmede vidanın bir çeyrek tur (0.2 mm) aktivasyonu ile 1.5-4.5 kg kuvvet oluşmaktadır. Birçok araştırmacı tarafından vidanın günde bir ya da iki çeyrek tur çevrilerek 1-3 hafta boyunca uygulanması önerilmektedir (14, 63).

2.2.1 Hızlı Maksiller Genişletme Endikasyonları

- ✓ Dişsel, iskeletsel ya da fonksiyonel sebeple ortaya çıkan, maksiller darlık ya da mandibulanın geniş olması sebebiyle oluşan tek veya çift taraflı posterior çapraz kapanış vakalarında (14, 19, 20, 64),
- ✓ Maksiller ve mandibular posterior dişler arasındaki transvers uyumsuzluğun 4 mm den fazla olması durumunda (2),
- ✓ Nazal tıkanıklığa bağlı solunum problemi olan maksiller darlık vakalarında burun solunumunu kolaylaştırmak amacıyla (19, 64),
- ✓ Dudak damak yarığı vakalarında kollabe olmuş segmentleri genişletmek amacıyla (2, 64),
- ✓ 3-6 mm arası çapraşıklık olan, posterior çapraz kapanışı olmayan hastalarda çapraşıklık çözmek amacıyla (2, 42),
- ✓ Süt ve erken karışık dişlenme döneminde okluzal düzenlemenin yeterli olmadığı fonksiyonel çapraz kapanış vakalarında iskeletsel hale gelmesini engellemek amacıyla (7, 38, 40),
- ✓ Sınıf II ve sınıf III hastalarda sagittal ilişkinin düzeltilmesi sonrasında posterior bölgede transvers yönde uyumsuzluk oluşacaksa (14, 20),
- ✓ Sınıf III hastalara uygulanan yüz maskesi tedavisi öncesi maksiller süturların mobilizasyonunun sağlanması amacıyla (65, 66),
- ✓ Sınır vakalarda ark boyunda artış sağlayarak yer kazanmak amacıyla (64),
- ✓ Geniş bukkal koridorlara sahip maksiller darlık vakalarında geniş ve estetik bir gülümseme sağlamak amacıyla (20),
- ✓ Hafif dereceli ön çapraz kapanış vakalarında A noktasının öne taşınarak spontan düzelme sağlanması amacıyla (14).

2.2.2 Hızlı Maksiller Genişletme Kontrendikasyonları

- ✓ Midpalatal süturun tamamen kapanmış olduğu hastalar,
- ✓ Tek dişin çapraz kapanışta olduğu hastalar,
- ✓ Maksiller ya da mandibular iskeletsel asimetrisi olan hastalar,
- ✓ Şiddetli sagittal ve vertikal uyumsuzluğu olan hastalar,
- ✓ Ortognatik cerrahi ile tedavi edilmesi gereken şiddetli iskeletsel problemi olan hastalar,
- ✓ Sistemik hastalığı olan hastalar,
- ✓ Koopere olmayan hastalar (25, 61).

2.2.3 Hızlı Maksiller Genişletmede Zamanlama

Maksillanın transversal büyümesinin takip edildiği bir çalışmada 4-20 yaşlar arasında ortalama 6.5 mm büyüme olduğu rapor edilmiştir. Sütural büyümenin pubertal atılımla paralel olduğu ve maksillanın transvers ve sagittal yöndeki büyümesinin 17 yaşında tamamlandığı bildirilmiştir (67). Bazı araştırmacılar traansvers yöndeki büyümenin sagittal yön büyümesinden daha erken tamamlandığını bu yüzden hızlı maksiller genişletmenin erken dönemde uygulanması gerektiğini belirtmiştir (68, 69).

Melsen otopsi materyalleri ile yaptığı çalışmada midpalatal süturun maturasyonunu araştırmış ve midpalatal süturu morfolojik gelişim açısından infantil, juvenil, adolesan olmak üzere 3 döneme ayırmıştır. 10 yaşına kadar olan dönemde süturun geniş olduğunu ve interdijitasyonun bulunmadığını, 10-13 yaş arası olan dönemde ise üst üste binen bölümlerden oluşan tipik bir skuamöz sütur görünümünde olduğunu, 13-14 yaşlarında ise interdijitasyonun arttığını ve süturun dalgalı bir görünümde olduğunu belirtmiştir. Melsen adolesan dönemde girintili çıkıntılı yapının artmasıyla birlikte sütural ayrılmanın zorlaştığını bildirmiştir. Sonuç olarak midpalatal süturun transvers yön büyümesinin kızlarda 16 erkeklerde 18 yaşına kadar devam ettiğini bildirmiştir (70).

Baccetti ve ark. pubertal büyüme atılımı en üst noktaya gelmeden yapılan hızlı maksiller genişletmenin iskeletsel etkiyi arttırdığını ve stabilitesinin daha yüksek olduğunu pubertal büyüme atılımından sonra uygulanan hızlı maksiller genişletme ile daha çok dişsel etki ettiğini bildirmiştir (71).

Bishara ve Staley en uygun genişletme zamanının 13-15 yaş öncesi olduğunu ve bu zamandan sonra yapılan hızlı maksiller genişletmenin stabil olmayacağını belirtmiştir (2).

Literatürde midpalatal sütur maturasyonu ile ilgili farklı fikirler de yer almaktadır. Midpalatal sütur maturasyonunun yaşla tamamen paralellik göstermediğini belirten çalışmalar mevcuttur. Persson ve Thilander yaptıkları çalışmada 15 yaşında bir kız çocuğunda midpalatal süturun tamamen kemikleştiğini, 27 yaşındaki bir kadında ise kemikleşmenin henüz tamamlanmadığını rapor etmiştir. Aynı çalışmada kemikleşmenin %5 oranında tamamlanmamış olma ihtimalinden dolayı 25 yaşına kadar hızlı maksiller genişletme tedavisinin denenebileceği belirtilmiştir (72).

Çoğu araştırmacının genel görüşü olarak hızlı maksiller genişletme için ideal zaman pubertal büyüme dönemi veya öncesidir. Bu dönemlerde iskeletsel etki daha fazla görülmekte ve daha stabil olmaktadır (2, 40, 73).

2.2.4 Hızlı Maksiller Genişletmede Kullanılan Apareyler

Haas Apareyi: Diş ve doku destekli bir hızlı maksiller genişletme apareyi olan bu aparey, 1961 yılında Dr. Andrew J. Haas tarafından tanıtılmıştır. Birinci premolar ve molar dişlere bantlarla bağlanır ve midpalatal sütür hizasında akrilik içerisine yerleştirilmiş genişletme vidası yer almaktadır. Genişletme kuvvetleri bantlar aracılığıyla dişlere, akrilik parça aracılığıyla sert damağa iletilmektedir. Akrilik desteği aracılığıyla iskeletsel ve dentoalveoler yapılara kuvvet uygulayarak daha fazla paralel genişleme sağladığı ve oluşan ortopedik etkilerin dişsel etkilerden daha fazla olduğu ileri sürülmektedir (14). Bazı araştırmacılar oluşan baskıyla akrilik parçanın yumuşak dokularda irritasyona sebep olduğunu ve hijyen sağlamanın zor olduğunu belirtmektedir (74).

Hyrax Apareyi: Biederman tarafından geliştirilen diş destekli bir genişletme apareyidir. Tamamen metal parçalardan oluşmaktadır. Dişlere Haas apareyi gibi bantlar aracılığıyla yapıştırılır. Haas apareyine göre daha hijyenik olduğu ve mukoza irritasyonunun daha az olduğu bildirilmektedir. Haas apareyine kıyasla bu apareyin dezavantajı ise rijiditesinin yetersiz kalması ve bundan dolayı genişletmenin iskeletsel değil dişsel olarak gerçekleşme riskidir (11). Konuşmayı minimal seviyede etkileyen Hyrax apareyi ortodontistler tarafından sık tercih edilen bir RME apareyidir (75).

Hyrax Modifikasyonları: Alessandri ve ark. hyrax vidasının bantlara lehimlenen kısmını bantların lingualindeki slotlara takıp çıkarılabilir yaparak ‘disconnectable rapid palatal expander’ adında bir aparey geliştirmiştir. Bu tasarım sayesinde şiddetli darlıklarda birden fazla genişletme vidası gerektiğinde vida kolayca çıkarılıp yenilenebilmektedir (76).

Schellino ve ark. posterior bölgenin genişlemesini sınırlandırarak anterior bölgede genişleme sağlayan bir menteşe kullanarak ‘fan type’ vidasını tasarlamışlardır (77). Liou fan type vidasını sınıf III hastalarda kullanmak için modifiye etmiştir. Bu tasarımda çift menteşeli genişletme vidasının kolları birinci premolar ve molar dişlerdeki bantlara lehimlendikten sonra ön dişlerin palatinal bölgelerine kompozitle yapıştırılmıştır (78).

Wichelhaus ve ark. Ni-Ti hızlı maksiller genişletme vidasını (Hafızalı Vida) tanıtmışlardır. Vida haznesinde sürekli kuvvet uygulayan Ni-Ti açık coil springler yer almaktadır (79).

Cozza ve ark. hyrax apareyini karma dişlenme döneminde kullanmak üzere modifiye etmişlerdir. Süt ikinci molar dişlere bantlanarak süt dişlerinden destek alan aparey ‘butterfly expander’ olarak isimlendirilmiştir (80).

Lamparski ve ark. hyrax apareyini vidanın ön kollarını kesip sadece molar dişlere bantlayarak iki kollu hyrax apareyi şeklinde kullanmışlardır (62).

Rijit Akrilik Bonded Maksiller Genişletme Apareyi: Üst posterior dişleri akrilikle kaplayan ve ortasında genişletme vidası bulunan diş destekli bir apareydir. 1973 yılında Cohen ve Silverman tarafından tasarlanmıştır (12). Posterior dişleri kaplayan akrilik sayesinde, genişletme sırasında dişlerde daha az devrilme ve ekstrüzyon görüldüğü, bu nedenle daha iyi vertikal kontrol sağlandığı bildirilmiştir (81). Mcnamara bu aparey ile oluşan posterior bite blok etkisinin anterior çapraz kapanışın düzeltilmesini kolaylaştıracağını bildirmiştir (82). Okluzali kaplayan ısırma düzleminin okluzyonu açmasının hem maksillaya serbestlik kazandıracağı, hem oklüzal interferanslara bağlı kök rezorbsiyonu olasılığını azaltacağı, hem de ön çapraz kapanış düzeltiminde tedaviyi kolaylaştıracağı ve temporomandibuler eklemin maruz kalacağı travmayı önleyeceği bildirilmiştir (83). Reed ve ark. posterior dişleri ve palatinal yumuşak dokuyu kaplayan akrilik ile ortasında genişletme vidası bulunan diş-doku destekli bonded bir aparey kullanmışlardır (84).

Micro-implant Assisted Rapid Palatal Expander (MARPE) Apareyi: Hızlı maksiller genişletmenin istenmeyen dental etkilerini ortadan kaldırmak için tasarlanan aparey damağa yerleştirilen geçici ankraj cihazları yardımıyla genişleme sağlamaktadır (85). MARPE apareyinin konvansiyonel RME apareylerinden temel farkı damaktaki mikro-implantların, genişletme etkisinin alt katmanlardaki bazal kemiğe de ulaşmasının sağlaması ve dentoalveolar eğilme ve genişlemeyi en aza indirmesidir. Dezavantajları ise yöntemin invaziv olması, mikroimplantlar ve vida bölgesinde hijyen sağlanamaması ve artmış enfeksiyon riskidir. MARPE tekniği ile 24-26 yaşa kadar olan hastalarda iskeletsel etki elde edildiği bildirilmiştir (86).

2.2.5 Hızlı Maksiller Genişletmede Aktivasyon

Aktivasyon hızı günde 0.2- 0.5 mm dir. Genellikle sabah ve akşam birer tur olmak üzere günde 2 kez aktivasyon sağlanır (11). Timms aktivasyon hızını günde 2 çeyrek tur olarak bildirmiştir (87). Zimring ve Isaacson ilk 4-5 gün vidanın günde 2 çeyrek tur, daha sonra günde 1 çeyrek tur çevrilmesini, yetişkin hastalarda ise iskeletsel direncin daha fazla olmasından dolayı ilk 2 gün günde 2 çeyrek tur, 3-7. günlerde günde 1 çeyrek tur, daha sonra ise 2 günde 1 çeyrek tur çevrilmesini önermiştir. Yapılan bir çalışmada santral dişler arasındaki ayrılmanın 9-12. turlarda oluştuğu belirtilmektedir (88).

Genişletme miktarı haftalık takiplerle kontrol edilir. Relaps riskine karşı gerekli genişletme miktarından %30 daha fazla genişletme yapılır. Klinik olarak üst molar dişlerin palatinal tüberküllerinin alt molar dişlerin bukkal tüberkülleri ile aynı hizada olması genişleme miktarının yeterli olduğunu göstermektedir (89).

2.2.6 Hızlı Maksiller Genişletmede Kuvvet

Hızlı maksiller genişletme tedavisinde midpalatal sutureda açılma sağlanabilmesi için diş hareketi için gerekli kuvvetten daha fazla, ortopedik etki oluşturacak kuvvetler uygulanır. Genişletme vidasının çeyrek tur aktivasyonu ile 3-10 pound (1.5-4.5kg) kuvvet oluştuğu, bu kuvvetin kümülatif bir şekilde artarak 15. günde yaklaşık 22 pounda (9kg) ulaştığı ve 6 haftalık pekiştirme tedavisi ile bu kuvvetlerin dağıldığı bildirilmiştir (57, 88).

En büyük gerilme aktivasyondan hemen sonra oluşmakta ve yaklaşık 12-24 saat içerisinde bu kuvvetler dağılmaktadır. Bir sonraki aktivasyona kadar kuvvet sıfırlanmazsa rezidüel kuvvetler oluşur. Rezidüel kuvvetler aktivasyonla oluşan kuvvetin %5-25'i kadardır. Kuvvette oluşan kümülatif artışın sebebi her aktivasyonda önceki aktivasyondan daha fazla kuvvet uygulanması değildir her aktivasyonda apareyin oluşturduğu yük eşittir. Bu artışın sebebi bir önceki aktivasyonda uygulanan kuvvetin yeni aktivasyona kadar tamamen dağılamamasıdır. Etki-tepki kanunu gereği oluşan kuvvet kadar da maksiller komplekste direnç meydana gelmektedir. Günlük genişletme miktarının azaltılmasıyla çevre dokuların fizyolojik uyumunun artacağı maksiller komplekste biriken kuvvet miktarının da azalacağı bildirilmiştir (57).

2.2.7 Hızlı Maksiller Genişletmenin Etkileri

2.2.7.1 Dişsel Etkiler

Hızlı maksiller genişlemenin en göze çarpan dişsel etkisi santral dişler arasında oluşan diastemadır. Haas diastema oluşmasının midpalatal sutureda açılma olduğunun kesin bir göstergesini olmadığını ve ön bölgede çapraşıklık yoksa santral dişler arasında vidadaki açılmanın yaklaşık yarısı kadar diastema oluşacağını bildirmiştir. Genişletme sonrasında santral dişler arasındaki transseptal liflerin gerilmesiyle orta hat diasteması fizyolojik olarak kapanmaktadır (14). Genişletme sonrası genel olarak kesici dişlerde ekstrüzyon görülür. Aynı zamanda çevre yumuşak doku basıncının etkisiyle kesici dişlerde palatina devrilme görüldüğü de bildirilmektedir (73).

Hızlı maksiller genişletme sonrası destek alınan posterior dişlerde bukkale devrilme ve ekstrüzyon hareketi görülmektedir. Sağ ve sol maksiller molar dişler arasındaki devrilme hareketinin alveoler kretlerdeki eğilme ile birlikte 1-24 derece arasında olabileceği bildirilmiştir. Periodontal dokular ve alveol kemikte oluşan gerilme ve sıkışmalar sonucunda posterior dişlerin bukkalinde dehissensler, kök rezorpsiyonları ve alveol kret seviyesinde azalma görülebilmektedir (56, 90).

Hızlı maksiller genişletme sonrası mandibular ve maksiller arkta intermolar ve interkanin genişliklerin değerlendirildiği bir çalışmada mandibular intermolar mesafenin bazı hastalarda sabit kalırken bazı hastalarda 1 mm ye kadar arttığı rapor edilmiş ancak bu artışın maksiller intermolar mesafedeki artışla arasında bir korelasyon bulunamamıştır (91).

2.2.7.2 İskeletsel Etkiler

Maksilla mandibula hariç tüm visserokranyum kemikleriyle bağlantılıdır ve hızlı maksiller genişletme sırasında tüm komşu yapılar da harekete zorlanır (48). Genişletme sırasında en fazla stres oluşan bölgeler sırasıyla sfenoid kemiğin pterigoid plakları ve zigomatik arktır. Bu bölgelerde genişlemeye karşı oluşan direnç "buttering" etkisi olarak tanımlanmaktadır (2). Sonlu elemanlar analizi ile yapılan birçok çalışmaya göre hızlı maksiller genişletme sırasında asıl direnç merkezi midpalatal sütür değil sirkümmaksiller yapılardır. Bu çalışmalarda da en çok sfenoid kemiğin pterigoid plakları ve zigomatik kemik üzerinde durulmuştur (92, 93). Bu yapılarda biriken streslerin nükse sebep olabileceği bildirilmiştir (57).

Hızlı maksiller genişletme sırasında maksillanın her iki yarısı frontal ve sagittal düzlemde rotasyona uğramaktadır (94). Bazı çalışmalarda ise bu tedavi ile maksillanın öne ve aşağı hareket ettiği bildirilmektedir (14). Maksiller yarılarda frontal düzlemdeki rotasyonlarının fulkrum noktasının frontomaksiller sütür olup tabanı ağız boşluğuna bakan bir piramit şeklinde açılma gerçekleşmektedir. Horizontal düzlemde midpalatal sütürdeki açılma tabanı kesici dişlerde olan bir üçgen şeklindedir (2, 14). Genişletme vidasının damakta mümkün olduğu kadar derin ve posteriorda konumlandırılması maksillanın direnç merkezine yakın olmasına ve dolayısıyla açılma hareketinin daha paralel olmasına neden olacaktır, ancak vidanın posteriorda konumlanması aktivasyonunu zorlaştırabilmektedir (95). Çift taraflı olarak yerleşen sfenoid kemiğin pterigoid plakları gelen kuvvetler sonucunda hem kendinin hem de komşuluk yaptığı palatin kemiğin pramidal çıkıntısının laterale bükülmesine sebep olur. Palatin kemik midpalatal sütür boyunca minimum açılır ve

maksillanın genişlemesi sırasında posteriorda direnç oluşur. Bunun sonucunda okluzalden bakıldığında midpalatal süturda anteriora daha fazla olmak üzere “V” şeklinde açılma gözlenir (19, 92).

Krebs yerleştirdiği implantlarla hızlı maksiller genişletme sırasında suturel açılma ile dişsel genişleme arasındaki ilişkiyi değerlendirmiş ve çalışmasında hastaların çoğunda suturel açılma miktarının arttaki genişleme miktarının yarısı kadar ya da daha az olduğunu bildirmiştir. Ayrıca keser dişler bölgesindeki suturel açılmanın molar dişler bölgesindeki suturel açılmaya göre 2 kat daha fazla olduğu bildirilmiştir (94).

Genişletme kuvvetleriyle esnek olan alveol kretlerde bukkal yönde eğilme oluşur. Retansiyon dönemi sonlandırıldığında biriken rezidüel kuvvetler sebebiyle birkaç gün içinde alveol kret eğimlerinde düzelme görülür. Bu düzelmeyi kompanze edebilmek için gereken miktardan daha fazla genişletme yapılmalıdır (73, 88). Hibrit apareylerle yapılan genişletmelerde alveolar eğilme daha az olmaktadır. Bunun sebebi ise kuvvetin hem diş hem doku desteği ile iletilmesinin yanında kuvvetin maksillanın direnç merkezine daha yakın uygulanmasıdır (96).

Frontal düzlemde mandibular yarım çenelerin laterale rotasyonu sonucunda burun tabanının ve damak kavsinin genişleyerek aşağı hareket ettiği ve damak derinliğinin azaldığı bildirilmektedir (2, 73). Bu genel görüşün aksine damak derinliğinde değişiklik olmadığını bildiren araştırmacılarda mevcuttur (97).

Hızlı maksiller genişletme sırasında maksiller molar dişlerin bukkale devrilmesi ve uzaması sonucunda mandibulada posterior rotasyon görülmekte ve buna bağlı olarak da alt yüz yüksekliğinde artış olmaktadır. Bu sebeple artmış mandibular düzlem açısına sahip açık kapanış bulunan bireylerde hızlı maksiller genişletme açısından dikkatli olunmalıdır (2).

2.2.7.3 Paramedikal Etkiler

Hızlı maksiller genişletme sonucunda nazal hava yolu akışının ve buna bağlı olarak kanın oksijenlenmesinin arttığını savunan bazı araştırmacılar, genişletme tedavisi sonrasında gece idrar kaçırma oranlarında azalma olduğunu bildirmişlerdir (98, 99).

Hızlı üst çene genişletmesi sonrasında tensor ve levator veli palatini kaslarının gerilmeleriyle östaki borusunun açıklığının genişlediği ve orta kulağın daha iyi havalandığı bunun sonucu olarak da iletim tipi işitme kaybının azaldığı bildirilmektedir (100).

Hızlı maksiller genişletme sonucu bireylerde soğuk algınlığı, rinit ve astımın azaldığı aynı zamanda vücut büyüme oranlarının da arttığı bildirilmiştir (75).

2.3 Stres Analiz Yöntemleri

Stres analizi, bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını görmek ve cismin kuvvet altında dayanıklılığını artırmak adına şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden belirleyebilmek için kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde stres analiz yöntemleri, tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu streslerin, bunların yoğunlaştığı bölgelerin, çene ve diş yapısında meydana gelebilecek deformasyonların incelenmesi için kullanılmaktadır (101). Ortodontik kuvvetlerin dişler, çevre dokular ve kraniyofasiyal yapılar üzerindeki etkilerini inceleyen birçok analiz yöntemi bulunmaktadır. Bunlar şu şekilde sıralanabilir:

- Fotoelastik kuvvet analizi
- Kırılabilir vernik ile kaplama tekniği
- Termografik stres analizi
- Halografik interferometri (lazer ışını ile stres analiz yöntemi)
- Stres ölçer stres analiz yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analizi (finite element stress analysis)

Bu yöntemlerden pek çoğunun canlı ve kompleks bir doku olarak tanımlanan kemik yapısının iç birimlerindeki stres dağılımını ve yer değiştirmeleri değerlendirmede sınırlı kaldığı belirtilmektedir. Bu durum biyomekanik davranışların daha ayrıntılı olarak tanımlanmasına gereksinim olduğunu göstermektedir. Sonlu elemanlar stres analizi ile analitik çözümü bulunmayan problemlere yaklaşık çözüm bulunabilmekte; bu nedenle de deneysel metotlara alternatif yeni bir simülasyon ve deney aracı olarak kullanılabilir (102).

2.3.1 Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi mühendislik alanında materyallerin gerilme-gerinim problemlerini çözümleyen bir bilgisayarlı simülasyon yöntemidir. Karmaşık yapıları elemanlara bölerek gerçeğe yakın sonuçlar elde etmeye dayalı analiz yöntemi olarak tanımlanmaktadır. İncelenen yapı küçük ve basit alanlara ayrılarak parçaların tek tek analizi ve çözümü hedeflenir. Kısacası sonlu elemanlar analizi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanır (103).

Sonlu elemanlar analizi ilk kez 1956 yılında uçak endüstrisinde kullanmaya başlanmıştır. Günümüzde makine, inşaat gibi birçok mühendislik alanında kullanılan bir stres analizi yöntemidir. Bu analiz ile gerilme, gerinme, yer değiştirme, sıcaklık dağılımı gibi parametrelerin araştırıldığı problemler kabul edilebilir bir yaklaşık değerle çözümlenebilmektedir (103).

Sonlu elemanlar analizi diş hekimliğinde ilk kez 1968 yılında kullanılmıştır. Yapılan araştırmada bir dişe farklı yönlerden kuvvetler uygulanarak dişi destekleyen kemik dokusunda ortaya çıkan stresler değerlendirilmiştir (104). Ortodontide ise sonlu elemanlar analizi ilk kez 1971 yılında üst santral dişin rotasyon merkezini bulmak için kullanılmıştır (105).

2.3.1.1 Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Kavramlar

Kuvvet

Cisimlerde şekil değişikliklerine ya da yer değiştirmelere neden olan etkiye kuvvet denir. Kuvvet şiddet, doğrultu, yön gibi özellikler taşıyan vektörel bir büyüklüktür (106).

Kuvvetin büyüklüğü Newton (N) birimi ile belirtilir. Ortodonti literatüründe kuvvetlerin büyüklükleri genellikle “gram-kuvvet” (gf) cinsinden verilmekte ancak “gram” (g) olarak kullanılmaktadır. 1 Newton 101.97 gram-force’a denk gelmektedir.

Bir cisme başka cisimlerin yaptığı etki dış kuvvet, cismin parçaları arasındaki etki ve tepki ise iç kuvvettir. Biyomekanikte diş yapısı üzerine etkiyen bir dış kuvvet, önce periodontal ligamente oradan da kemiğe iletilir ve bu iletimler sırasında iç kuvvetler oluşmaktadır (107).

Gerilme (Stres)

Kuvvet altındaki cismin birim alanında oluşan tepki gerilme olarak tanımlanır. Kuvvetin uygulandığı bölgeye göre cismin yapısında farklı büyüklüklerde dağılımıdır. Katı bir cismin iç yapısında meydana gelen gerilme birim alana gelen kuvvet olarak açıklanabilir (108).

Gerilme (stres)(σ)= Kuvvet / Alan şeklinde formüle edilmektedir

Gerilme birimi Paskal (P veya N/m^2)’dır ancak diş hekimliğinde incelenen dokuların milimetrik olması nedeniyle genellikle Megapaskal (MPa veya N/mm^2) kullanılmaktadır. $1\text{Mpa}=106\text{ N/m}^2$ ’dir (109).

Kuvvet altındaki bir cisimde oluşabilecek üç farklı gerilme tipi mevcuttur. Bu gerilmeler çekme gerilmesi (tensil stress), sıkışma gerilmesi (compressive stress) ve makaslama gerilmesi (shear stress) olarak adlandırılmaktadır. Bir cisme kuvvet uygulandığında genellikle bu gerilmelerden tek bir tanesi değil üçünün birlikte bulunduğu birleşik gerilme görülmektedir. Kuvvet uygulanan cismin yüzeyine dik oluşan gerilmeler “normal gerilmeler” olarak adlandırılır. Sıkışma ve çekme gerilmesi normal gerilmelerdir. Kuvvet uygulanan yüzeye teğet olarak oluşan gerilmeler ise “kayma/ makaslama gerilmeleri” olarak adlandırılır (106, 108).

Asal Gerilmeler

Uzaydaki bütün düzlemlerde (x, y ve z) üç boyutlu elemanın kayma streslerinin vektörler değerlerinin sıfır olduğu şartlarda sadece yüzeye dik olan gerilmeler (çekme veya basma gerilmesi) oluşur, bu gerilmeler Asal gerilme (Principal stress) adını almaktadır. Asal gerilme maksimum, orta (intermediate) ve minimum asal gerilme olmak üzere üç şekilde incelenmektedir (106, 108).

- Maksimum asal gerilme (Maximum principle stress): En yüksek çekme geriliminin değeridir ve daima pozitif bir değerdir.
- Minimum asal gerilme (Minimum principle stress): En yüksek sıkışma geriliminin değeridir ve daima negatif bir değerdir.

Von Mises Gerilmesi

Von Mises gerilmesi, kuvvet altındaki materyalde şekil değiştirmenin başka bir tabirle plastik deformasyonun başladığı değer olarak tanımlanmaktadır (110).

Von Mises gerilme değerleri sonlu elemanlar analizinde herhangi bir kuvvet uygulandığında cisimde oluşan gerilmenin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında değerlendirme yapmayı sağlar (111). Üç boyutta oluşan asal gerilmelerin kombine edilmesiyle hesaplanan Von Mises gerilmeleri, bir skala üzerinde okunabilen tek bir pozitif sayı halinde ifade edilir (112).

Gerinim

Gerinim kuvvet uygulanan bir cismin birim alanında meydana gelen şekil değiştirme olarak tanımlanmaktadır. Kuvvet altındaki bir cisimde gerilme meydana gelirken aynı zamanda bir şekil değişikliği yani gerinimde meydana gelmektedir (108). Gerilme yönü ve büyüklüğü olan bir kuvvet iken gerinim sadece skaler bir büyüklüktür. Gerinim cismin

boyutunda meydana gelen değişimin başlangıçtaki boyutuna oranıdır ve herhangi bir ölçü birimi yoktur (113).

Gerinim (strain) (ϵ) = Boyuttaki değişim / Orjinal boyut olarak formüle edilir.

Kuvvet uygulanan cisimler iki farklı biçimde şekil değiştirirler. Uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra cisimin tekrar başlangıç şekline dönmesi “elastik şekil değiştirme” olarak ifade edilirken uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra cisimin başlangıç şekline dönmemesi ise “plastik şekil değiştirme” olarak ifade edilmektedir (25).

Elastiklik ve Viskoelastiklik

Bir cismin, uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra başlangıçtaki şekline dönme özelliği o cismin elastiklik özelliğidir. Elastik materyallere belirli sınırlar içerisinde kuvvet uygulandığında şekil değiştirirler ve kuvvet ortadan kalktığında gecikmeden eski şekillerini alırlar (114). Kuvvetler altında gerilme ve gerinimin, doğru orantılı olduğu var sayılan cisimlere lineer elastik materyaller denir (111)

Viskoelastik materyaller ise şekil değiştirirken hem elastik hem de yapışkan (visköz) özellik gösterirler. Bu materyaller yapışkanlık özellikleri sayesinde zamana bağlı olarak artan bir gerinim gösterirler ve kuvvet ortadan kalktığında başlangıçtaki şekillerine gecikmeli olarak dönerler (114).

Elastik materyaller ile viskoelastik materyaller arasındaki temel fark kuvvet ortadan kalktığı zaman başlangıç hallerine geri dönme hızlarıdır. Elastik materyaller kuvvet altında gerinip kuvvet ortadan kalktığında gecikmeden eski şekline geri döner. Buna karşın viskoelastik materyaller yapışkanlık (viskozite) özellikleri nedeniyle zamanla artan bir gerinim gösterir, şekillerinde meydana gelen değişiklik lineer değildir ve gecikmeli olarak gerçekteşir. Aynı şekilde kuvvet ortadan kalktığı zaman başlangıç şekillerine geri dönmeleri de gecikmeli gerçekteşir (106).

Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Elastiklik modülü gerilimin gerinime (stres/strain) oranıdır ve cismin elastikiyet sınırları içerisindeki dayanıklılığını göstermektedir. Birimi GPa (Gigapaskal)’dır.

Elastisiklik Modülü(E) = Gerilim (σ) / Gerinim(ϵ) olarak formüle edilir.

Elastiklik modülü her materyale özgü bir değerdir. Elastiklik modülü arttıķa cismin katılığı armaktadır. Eşit kuvvetler altındayken elastiklik modülü yüksek olan materyal

elastiklik modülü düşük olan materyalden daha az deformasyon göstermektedir (115). Doğrusal (lineer) elastik materyaller sabit bir elastiklik modülüne sahipken, doğrusal olmayan (nonlinear) elastik materyallerde bu katsayı zamana bağlı değişkenlik göstermektedir (113).

Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Poisson oranı çekme ve sıkışma gerilimleri altındaki cisimlerin, elastik sınır içerisinde, en/boy arasındaki birim boyut değişiminin oranıdır.

Poisson Oranı = Endeki Birim Boyut Değişimi / Boydaki Birim Boyut Değişimi şeklinde formüle edilir.

Poisson oranı da elastiklik modülü gibi her materyal için özgün bir değerdir. Bütün maddeler için 0- 0.5 arasında değişiklik göstermektedir (116).

İzotropi ve Anizotropi

İzotropi ve anizotropi kavramları cismin farklı yönde uygulanan kuvvetlerde farklı elastiklik modülü gösterip göstermemesi ile ilgili bir kavramdır. İzotrop materyaller kuvvet farklı doğrultuda uygulansa da çekme, sıkışma, makaslama gerilmelerinde sabit bir elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop materyallerin ise uygulanan kuvvetin doğrultusu değiştikçe elastiklik modülü de değişmektedir (114).

Eleman (Element)

Sonlu elemanlar yönteminde analizi yapılacak model, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Elemanlar geometrilerine (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyutlarına (tek boyutlu, iki boyutlu, dönel elemanlar, üç boyutlu elemanlar), düğüm sayısına, düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve problemin özelliklerine göre (katı, kabuk, kiriş) sınıflandırılır. Kuvveti ileten ancak deformasyona uğramayan ve gerilme yüklenmeyen elemanlar “rijit eleman” olarak adlandırılır. Rijit elemanlar bağlandıkları düğümlerin arasındaki mesafeyi sabit tutarlar (103).

Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar modelinde elemanlar birbirine köşe noktalardan bağlanmaktadır. Bu noktalar düğüm olarak adlandırılır. Modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkilidir. Elemanlar düğüm noktalarından bağlanılarak bütün yapı için yaklaşık bir denklem sistemi oluşturulur (103).

Sınır Koşulları (Boundary Conditions)

Sınır koşulları, gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınırını ifade etmektedir. Sınır koşulları cismin hangi bölgelerden sabit kabul edildiğini ve kuvvetlerin uygulanma noktalarını gösterir (103).

2.3.1.2 Sonlu Elemanlar Analizinin Basamakları

Problem tanınlanması

Bir problemin doğru bir şekilde çözülebilmesi için ilk aşama problemin tanımlanmasıdır. Çözümü istenen problemi doğru olarak tanımlamak, çözüm için en uygun yöntemi belirlemek ve doğru sonuçları elde etmek için gereklidir (103).

Geometrik Modelin Oluşturulması

Modelleme analizin en önemli aşamalarından biridir. Elde edilecek sonuçların doğruluğu modellemenin gerçeğe uygun şekilde yapılmasına bağlıdır (103). Analizi yapılacak üç boyutlu model, BT (Bilgisayarlı Tomografi) ve MRI (Manyetik Rezonans Görüntüleme) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması, modellenmesi istenen cismin tarayıcılar aracılığı ile bilgisayar ortamına aktarılması, üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin çizilmesi yöntemleri ile oluşturulabilir (96).

Matematiksel Model Oluşturulması

Analizi yapılacak olan model şekline ve boyutuna uygun olarak elemanlara bölünerek matematik model denilen ağ yapısı elde edilir. Ağ yapısı bilgisayar tarafından otomatik olarak oluşturulabildiği gibi belirlenen şartlara göre araştırmacı tarafından da oluşturulabilmektedir. Çözümünecek probleme bağlı olarak ağ yapısında farklı sayı ve tipte elemanlar kullanılmaktadır (117). Eleman sayısının mümkün olduğu kadar çok olması kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için önemlidir. Ağ yapısını oluşturan elemanların, modele uygun büyüklükte ve geometride olması ve düzgün sıralanması analiz sonucunun gerçeğe yakınlığını doğrudan etkilemektedir (103).

Malzeme Özelliklerinin Sisteme Girilmesi

Modelleme aşaması tamamlandıktan sonra malzemelere ait özellikler belirlenerek sisteme girilir. Elastiklik modülü, Poisson oranı, yoğunluk, uygulanabilirse genişleme, sürtünme termal iletkenlik katsayısı gibi materyale ait özellikler programa girilmektedir. Böylece biyolojik yapının elastiklik özellikleri modele yansıtılmaktadır (111, 118).

Sınır Koşullarının Tanımlanması

Matematik modeldeki kuvvet uygulanan noktalar ve sistemin serbestlik derecesi üzerinde etkili olan destek noktaları gibi faktörler sistemin sınır koşullarını oluşturmaktadır. Başka bir deyişle bu aşamada cisme nereden kuvvet uygulandığı ve nereden sabitlendiği belirlenmektedir (103).

Geometrik bir model dayanağı olmadığında uzaysal olarak serbest sınır koşulları içinde, biyolojik yapının elastik cevabından etkilenmeksizin hareket eder. Bu durumda cisim farklı rotasyon döngüsüne girebilir, atipik cevap verebilir. Sınır koşulları belirlenmesi için en uygun yapı ağ yapıdaki düğüm noktalarıdır. Bu aşamadan sonra matematiksel model analiz için hazır hale gelir (111).

Analizin Çözülmesi

Matematik modele kuvvet uygulanmasıyla diğer düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler hesaplanmaktadır. Bütün modelde meydana gelen gerilme ve gerinim değerleri gözlenmekte ve etkiler kesitsel ya da noktasal olarak incelenebilmektedir (119).

Sonuçların Yorumlanması

Kuvvetin uygulanmasından sonra her elaman ve düğüm için oluşturulan denklem çözümlenmekte ve sayısal verilerden oluşan sonuçlar ortaya çıkmaktadır (111). Sonuçların yorumlanabilmesi için veriler resim, tablo ve grafiklerle görselleştirilmektedir. Modele ait farklı açılardan alınmış renk skalasına sahip görüntülerde yer değiştirmeler ve gerilme dağılımları incelenebilmektedir. Tablo ve grafiklerle gösterilen sayısal değerler istenen noktalarda oluşan gerilme değerini ve uzayın üç yönündeki yer değiştirmeleri vermektedir. Ayrıca büyütülmüş görüntüler ve animasyonlar aracılığı ile çok küçük değer taşıyan yer değiştirmeler, eşit oranda büyütülerek kolay anlaşılır hale gelmektedir (103).

2.3.1.3 Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları

Avantajları

- Karmaşık geometriye sahip katı modeller bile modellenebilmektedir.
- Gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler her noktada duyarlı bir şekilde hesaplanabilmektedir.
- Çeşitli katmanlardan oluşan materyaller, katmanların fiziksel özelliklerini ve katmanlar arası birleşim özelliklerini yansıtacak şekilde modellenebilmektedir.

- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temaslar gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmektedir.
- Yapının geometrisi, materyal özellikleri, sınır koşulları, uygulanan kuvvetler sınırsız sayıda değiştirilip analiz istendiği kadar tekrarlanabilmektedir.
- Noninvaziv bir metot olup analiz sırasında hasta varlığına gerek duyulmamaktadır.
- Kraniofasiyal yapılar, diş, periodontal ligament, kortikal ve spongios kemik gibi yapıların simülasyonu yapılabilmektedir.
- Denenmesi zor, tehlikeli olan tasarımlar simülasyon olarak yapılabilmekte böylece araştırmaların bazı etik ve metodolojik sınırlamaları ortadan kalkmaktadır (59, 119, 120).

Dezavantajları

- Gerçek şartların modeller üzerinde uygulanması, bilgisayar donanımı ve analiz yazılım programının kapasitesi ile sınırlıdır.
- Ciddi bilgi birikimi, yeterli zaman ve teknolojik imkan gerektirmektedir.
- Modelleri oluşturulan materyallerin izotropi, homojenite, elastiklik gibi özellikleri varsayıma dayandırıldığından materyallerin tam bir temsilini oluşturamamaktadır.
- Modellenen yapılar, ağız içinde statik durumdan çok dinamik yükler altındadır. Yapıların analizinin bu yöntem ile dinamik olarak gerçekleştirilmesi mümkün olmasına rağmen zordur.
- Yöntemin gerçeği yansıtabilmesi için fiziksel özelliklerin analiz programına tanıtılması son derece hassas yapılmalıdır (121, 122).

Tüm dezavantajlarına rağmen sonlu elemanlar analiz yöntemi, deneysel olarak incelenmesi çok zor veya imkansız olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenebilmesi için kullanılan önemli bir yöntemdir (112, 119, 123).

2.4 Hızlı Maksiller Genişletmenin Etkilerini Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İnceleyen Çalışmalar

İşeri ve ark. 1998 yılında yaptıkları çalışmada hızlı maksiller genişletmenin kroniyofasiyal sistem üzerindeki etkilerini sonlu elemanlar analizi ile incelemiştir. Bu çalışmada 12 yaşındaki erkek bireyin BT görüntülerinden yararlanılarak 2120 düğüm ve 2270 elemandan oluşan model kullanılmıştır. Maksilla 5 mm genişletilerek yer değiştirmeler ve Von Mises stresleri değerlendirilmiştir. En fazla genişlemenin dento-alveolar bölgede görüldüğü ve üst yapılara doğru genişleme miktarının azaldığı rapor edilmiştir. Burun tabanı

genişliğinde belirgin bir artış, burun boşluğunun üst kısmında ise az miktarda mediale hareket olduğu ayrıca frontal, parietal ve oksipital kemiklerde yer değiştirme gözlenmediği bildirilmiştir. Maksiller kanin ve molar diş bölgelerinde, alt burun boşluğunun yan duvarlarında, zigomatik ve nazal kemikleride yüksek stres görüldüğü en yüksek stresin ise sfenoid kemiğin pterigoid çıkıntılarında görüldüğü bildirilmiştir (92).

Holberg 2006 yılında yaptığı araştırmasında erişkin ve çocuklarda hızlı maksiller genişletmenin kranial tabanda oluşturduğu gerilmeleri incelemiştir. Çalışmada toplam 41556 eleman ve 75209 düğümden model oluşturulmuş, farklı elastikiyet modülleri ile erişkin ve çocuk kafatası simüle edilmiştir. Çocuk kranial tabanında orta derecede gerilmeler bildirilmiştir. Erişkin kafa tabanında ise elastikiyetin azalmasıyla hızlı bir midpalatal sütur genişletmesinin pterigoid çıkıntılarda laterale eğilme ve özellikle sfenoid kemik bölgesinde belirgin stres artışına neden olduğu bildirilmiştir. Foramen ovale, foramen rotundum ve superior orbital fissür alanlarında stres meydana geldiği bunun sinir ve vasküler yapıların hasar görmesine ve mikro çatlaklara sebep olabileceği rapor edilmiştir (124).

Provatidis 2008 yılında yaptığı çalışmada sonlu elemanlar yöntemi ile hızlı maksiller genişletmenin kraniyofasiyal yapılardaki etkilerini değerlendirmiş ve sonuçları invitro ve invivo yapılan çalışmalarla karşılaştırmıştır. Ortalama yaşları 13 olan 49 hastadan oluşan invivo çalışmada hızlı maksiller genişletme öncesi ve sonrası radyolojik muayeneler yapılmıştır. Sonuç olarak sağ ve sol santral dişlerin en mesiali, birinci molar dişlerin en laterali, maksiller alveoler kretin en laterali ve burun boşluğunun en laterali olmak üzere 4 nokta arasındaki doğrusal ölçümler istatistiksel olarak farklılık göstermiştir. Bu anatomik noktalar ve aynı doğrusal ölçümler invitro olarak ve aynı kafatası kullanılarak sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirilmiştir. Çalışmada kullanılan sonlu elemanlar modeli toplam 5288 düğüm ve 5697 elemandan oluşturulmuştur. Süturlara farklı esneklik katsayılarının verildiği birçok farklı model oluşturulmuştur. Tüm süturların açık ve tüm süturların kapalı kabul edildiği modellerde piramidal bir açılma gözlenmezken midpalatal süturun açık diğer süturların kapalı kabul edildiği modelde piramidal açılma gözlenmiştir. Frontomaksiller, nazomaksiller süturların ve maksilla ile pterigoid çıkıntılar arasındaki süturun hızlı maksiller genişletme sonuçlarını etkilemediği ancak zigomatikomaksiller süturun kraniyofasiyal sistemin genişleme kuvvetlerine tepkisini etkilediği bildirilmektedir. En fazla yer değiştirmenin sert damağın altındaki maksiller alanda ve santral dişlerden ikinci premolar dişlere kadar görüldüğü bildirilmektedir (125).

Gautam 2011 yılında yaptığı çalışmada tek taraflı dudak damak yarığında hızlı maksiller genişlemenin etkilerini incelemiştir. Çalışmada 16 yaşında, tek taraflı sekonder alveol ve damak yarığı bulunan, bebekken dudak ve damak onarımı yapılmış bir hastanın BT görüntüleri kullanılarak 131.029 eleman içeren model oluşturulmuştur. Yarık olmayan hastalarda hızlı maksiller genişletme sonrası görülen kama şeklinde açılmanın yarık hastalarında görülmediği rapor edilmiştir. Çalışma sonuçlarına göre maksilla genişletme sonrası saat yönünde rotasyon göstermektedir. En fazla stres primer damak alanında gözlenirken yarık tarafındaki zigomatik buttres ve her iki taraftaki infraorbital foramenlerde de yüksek stres gözlenmiştir (126).

Ludwig 2013 yılında yaptığı çalışmada minivida destekli hibrit genişletme apareyi ile hızlı maksiller genişletmenin etkilerini, yeni bir viskoelastik sonlu elemanlar yöntemi modeli ile incelemiş ve sonuçları aynı hastanın genişletme sonrası alınan BT görüntüleriyle karşılaştırmıştır. Birinci simülasyonda önceki çalışmalarda yaygın olarak kullanılan malzeme özellikleri ve ikinci simülasyonda yeni viskoelastik sonlu elemanlar modeli kullanılarak her ikisiyle de elde edilen sonuçlar hastadan alınan genişletme sonrası BT görüntüleriyle karşılaştırılmıştır. Çalışmada kullanılan modeller 895493 eleman ve 202400 düğümden oluşturulmuştur. Birinci simülasyonda tüm yer değiştirme/ kuvvet tek seferde uygulanırken ikinci simülasyonda klinikte olduğu gibi adım adım uygulanmıştır. Çalışma sonucunda minivida destekli hibrit genişletme apareyinin geleneksel diş destekli apareylerin etkilerini ortadan kaldırarak etkili bir genişleme sağladığı bildirilmiştir. Viskoelastik model kullanılan 2. simülasyonun 1. simülasyona kıyasla gerçek sonuçlara daha yakın sonuçlar gösterdiği rapor edilmiştir (127).

Ulusoy 2018 yılında yaptığı çalışmada tek tarafta kortikotomi içeren cerrahi destekli üst çene genişletmesinin etkilerini sonlu elemanlar yöntemi ile incelemiştir. 183.528 düğüm ve 863.441 elemandan oluşan modelin sağ tarafına apertura priformisten pterigopalatin bileşkeye kadar uzanan kortikotomi uygulanmıştır. Genişletme kuvvetleri kortikotomi tarafında daha fazla stres oluştururken bu stresler kortikotomi hattının üzerinde önemli miktarda düşüş göstermiştir. Simetrik kuvvet üreten bir vida ile tek taraflı kortikotomi sayesinde asimetric bir genişleme elde edilebileceği ve bu yöntemin tek taraflı posterior çapraz kapanış tedavisinde kullanılabileceği rapor edilmiştir (128).

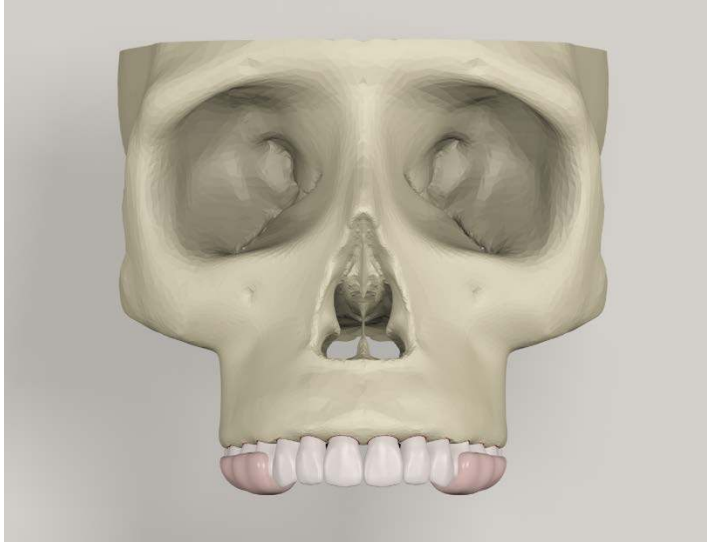
Gomez ve ark. 2019 yılında yaptığı çalışmada sonlu elemanlar yöntemi ile hızlı maksiller genişlemede ideal Hyrax vida konumunun araştırmışlardır. Çalışmada çoğu çalışmadan farklı olarak tüm kafatası modeli yerine dişler ve apertura priformise kadar olan

maksilla modeli kullanılmıştır. Hyrax vidası vertikal olarak; mine-sement birleşimi hızası(alt), mine-sement birleşim hızasıyla damağın en derin noktasının ortası(orta) ve damağın en derin noktası(üst) olmak üzere üç farklı şekilde, antero-posterior olarak ise; birinci premolar hızasında(ön), ikinci premolar hızasında (orta) ve birinci molar (arka) hızasında olmak üzere üç farklı şekilde konumlandırılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre dişsel hareket ve periodontal yan etkileri kontrol etmek için Hyrax vidasının en ideal pozisyonunun üst ve arka olduğu rapor edilmiştir (129).



3 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmada üç farklı RME apareyinin, supraorbital hatta kadar modellenmiş kurukafa modelleri (Şekil 1) üzerindeki etkileri, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak değerlendirildi. Araştırma, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.



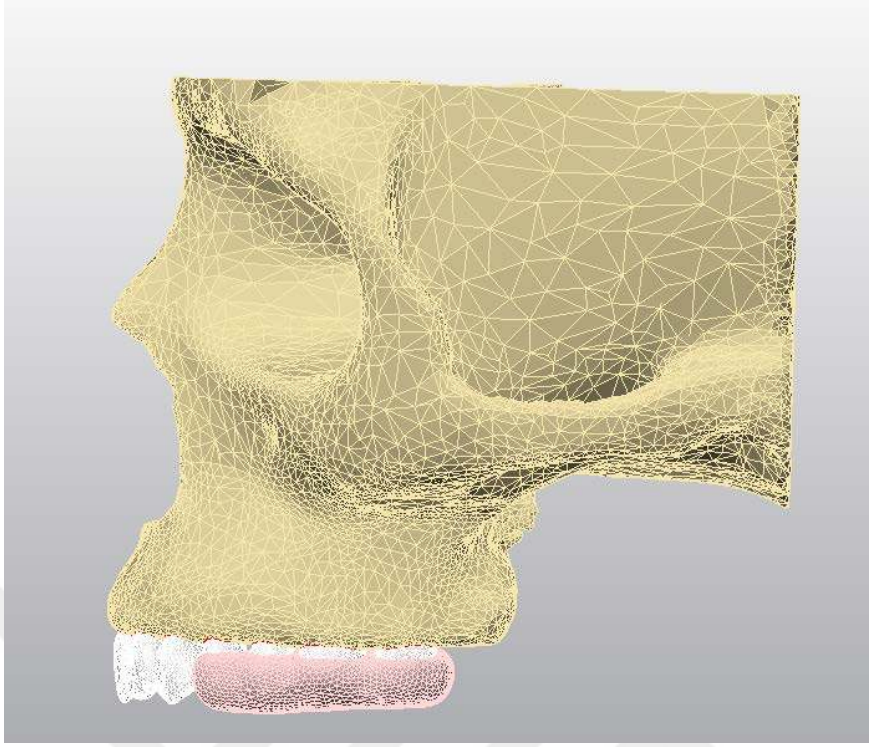
Şekil 1. Supraorbital hatta kadar modellenmiş kafatası modelinin frontal düzlem görüntüsü

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) (Şekil 2) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 2. Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Bochum,) optik tarayıcısı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra (Şekil 3) analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde, programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin, hangi bölgesinin kemik dokusu, hangi bölgesinin dış dokusu olduğunu yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal değerleri (Elastiklik modülü ve Posison oranı) verilmiştir (Tablo 1).



Şekil 3. VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulmuş model

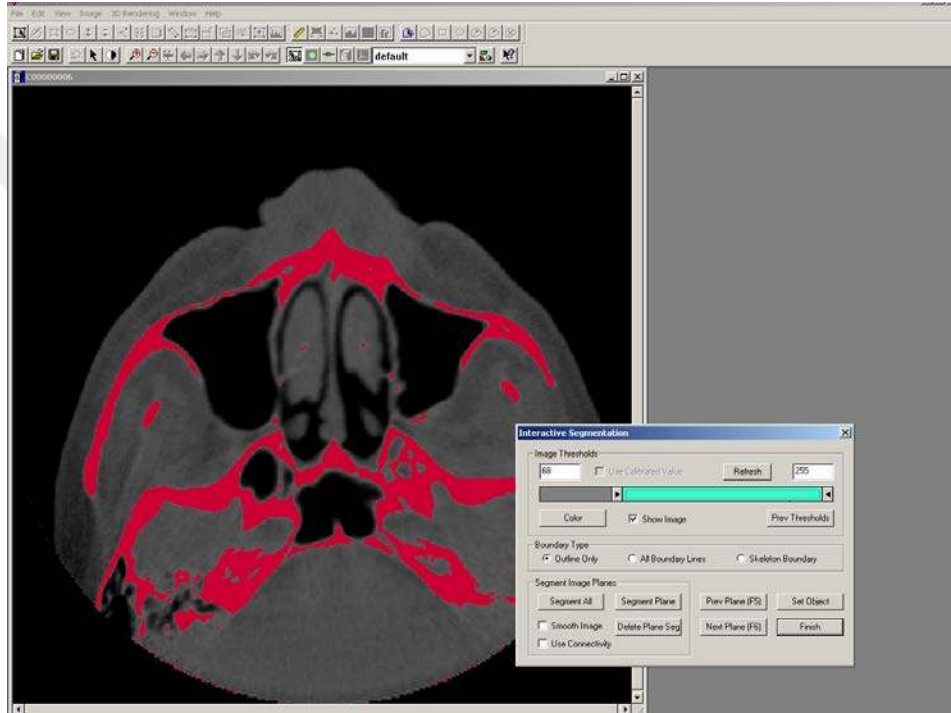
VR Mesh’de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına Stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde ağ yapısı oluşturulması (meşleme) gerekmektedir.

Meşleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

3.1. Kemiğin Modellenmesi

Kemik dokularının modellenmesi için, iskeletsel sınıf I ve vertikal yüz boyutları normal olan, herhangi bir kraniyofasiyal anomalisi olmayan erişkin bir hastanın kafatası kemiğine ait bilgisayarlı tomografi dataları kullanılmıştır. Tomografi datası, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA’de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra

hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında bilgisayara aktarıldı. Aktarılan kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı. 3D-Doctor yazılımı manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



Şekil 4. BT kesitinde kemik dokunun ayrıştırılması

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle Hounsfield Değerlerine bakılarak ayrıştırıldı (Şekil 4). Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek kafatasının modelleme işlemi tamamlandı (Şekil 5).



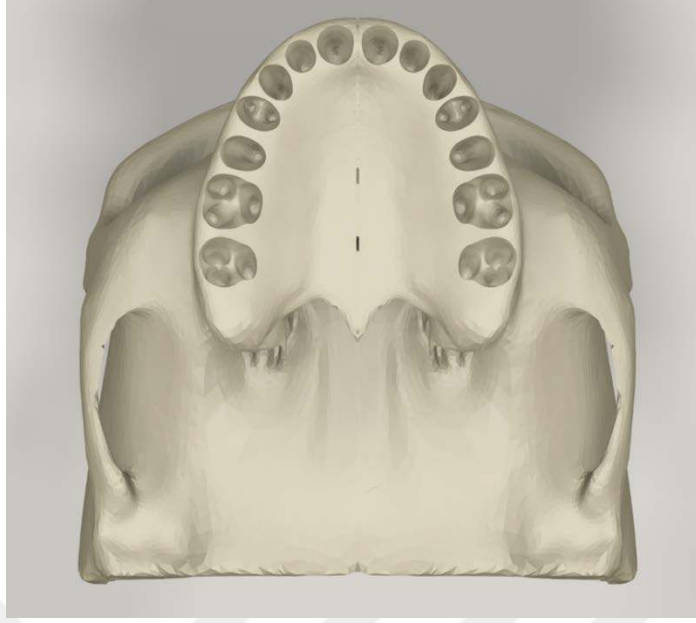
Şekil 5. Kortikal kemiğin frontal düzlemde görüntüsü

Kortikal kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu (Şekil 6).



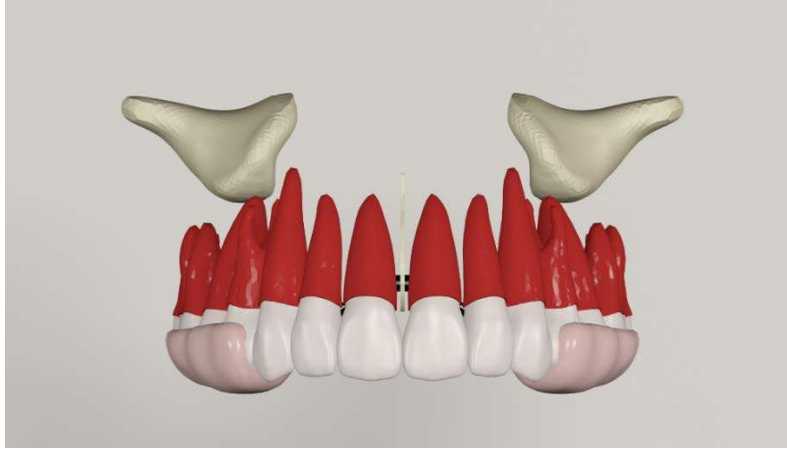
Şekil 6. Spongioz kemiğin frontal düzlemde görüntüsü

Periodental ligament dokularının, Rhinoceros yazılımında kortikal kemikten boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla diş soketleri elde edilmiş oldu (Şekil 7).



Şekil 7. Kortikal kemik modelinde diş soketlerinin görüntüsü

Oluşturulan kafatası modelinin gerçeği daha iyi yansıtması için maksiller sinüsler de kemik doku içerisinde modellendi (Şekil 8).



Şekil 8. Maksiller sinüs, dişler ve RME apareyi

3.2. Dişlerin ve PDL'nin Modellenmesi

Diş modelleri Wheeler atlasındaki anatomik bilgilere dayanılarak, alçıdan yapılan modellerin 3 boyutlu SmartOptics tarayıcısı ile taranmasıyla elde edildi (Şekil 9).



Şekil 9. Dişlerin frontal düzlemde görüntüsü

Diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan kısımlarının, slice işlemi ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden, 0.25 mm'lik offset komutu ile PDL elde edildi ve diş modelleri PDL içerisinde konumlandırıldı (Şekil 10).

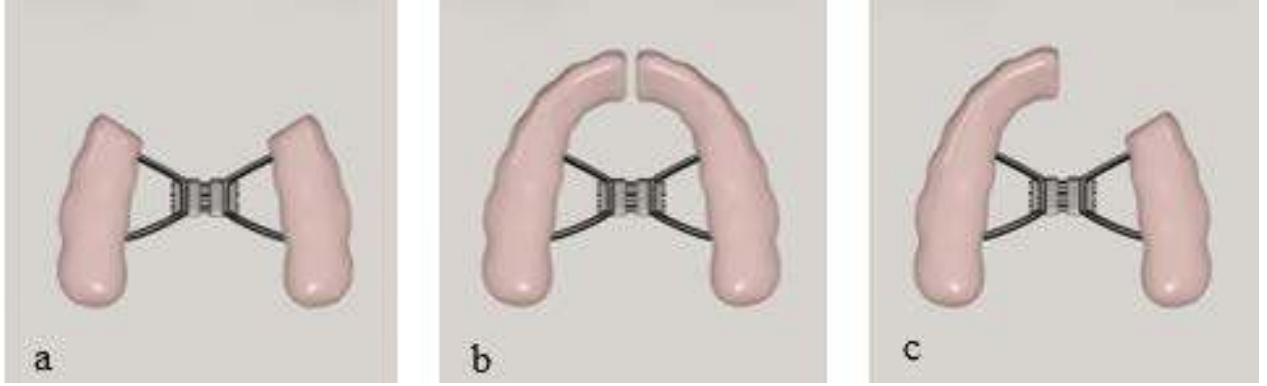


Şekil 10. Dişler ve PDL'nin frontal düzlemde görüntüsü

3.3. RME Aparentinin Modellenmesi

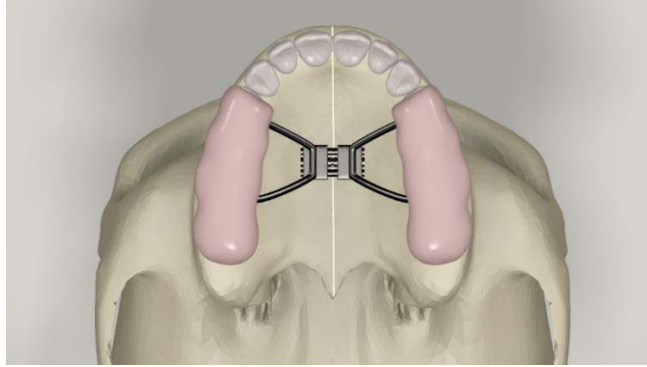
Çalışmamızda tüm senaryolarda, 10 mm genişletebilen ve bir tam tur çevirimi 0,8mm olan RME vidası kullanılmıştır (Forestadent/ Germany). Paslanmaz çelikten üretilen RME vidası, 3 farklı akrilik üst yapıya sahip olacak şekilde 3 farklı modelde tasarlanmıştır. Daha

sonra üretilen bu apareyler ve tüm mekanizma parçaları, Rhinoceros yazılımı ile bilgisayar ortam modeline dönüştürüldü (Şekil 11).

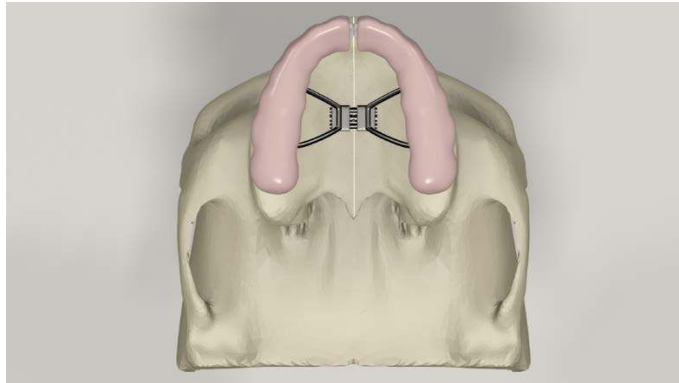


Şekil 11. (a) Senaryo 1’de uygulanan RME apareyi modeli, (b) Senaryo 2’de uygulanan RME apareyi modeli, (c) Senaryo 3’te uygulanan RME apareyi modeli

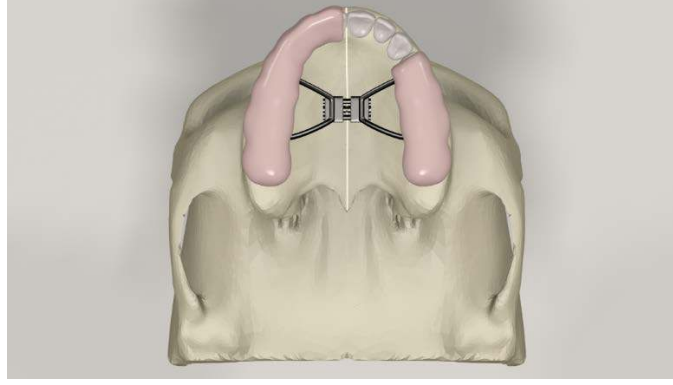
Dişler, PDL, vida ve akrilikten oluşan RME apareyleri kemik modellere taşındı (Şekil 13.1, 13.2, 13.3).



Şekil 12.1 Senaryo 1’de uygulanan RME apareyinin kemik modelde okluzalden görüntüsü



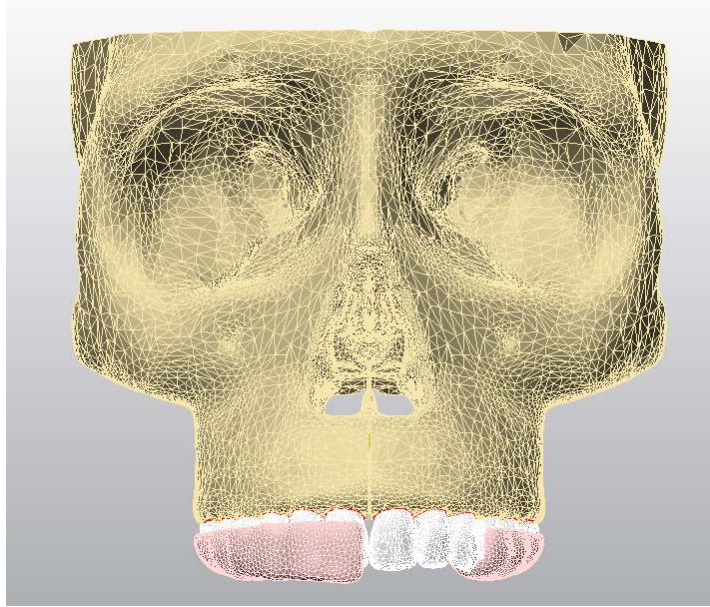
Şekil 12.2. İkinci senaryoda uygulanan RME apareyinin kemik modelde okluzalden görüntüsü



Şekil 12.3. Üçüncü senaryoda uygulanan RME apareyinin kemik modelde okluzalden görüntüsü

3.4. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Modelinin Hazırlanması

Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlandıktan sonra, modeller 3 boyutlu koordinatlar korunarak Algor Fempro yazılımına aktarıldı. Modeller mümkün olabildiğince 10 düğümlü tetrahedral elemanlardan oluşturuldu. 10 düğümlü elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda daha az düğümlü elemanlar kullanıldı (Şekil 14).



Şekil 13. Senaryo 3'e ait analize hazır 3 boyutlu modelin frontal düzlemde görüntüsü

3.5. Materyallerin Fiziksel Özellikleri

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Çalışmada modellenen yapılara ait elastisite (Young) modülleri ve Poisson oranları Tablo 1'de, modellerin düğüm ve eleman sayıları Tablo 2'de gösterilmiştir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz kemik modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Tablo 1. Kullanılan Young modülleri ve Poisson oranları

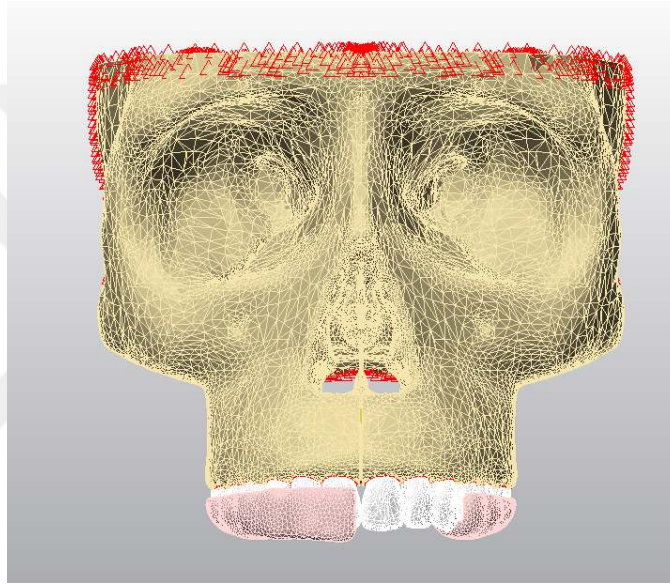
	Elastisite Modülü(Mpa)	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13700	0,3
Spongioz Kemik	7900	0,3
Diş	20000	0,3
PDL	0,68	0,49
Sütür	0,68	0,47
RME (Paslanmaz Çelik)	200000	0,29
Akrilik (Polimetil Metakrilat)	1800	0,35

Tablo 2. Senaryolarda kullanılan düğüm ve eleman sayıları

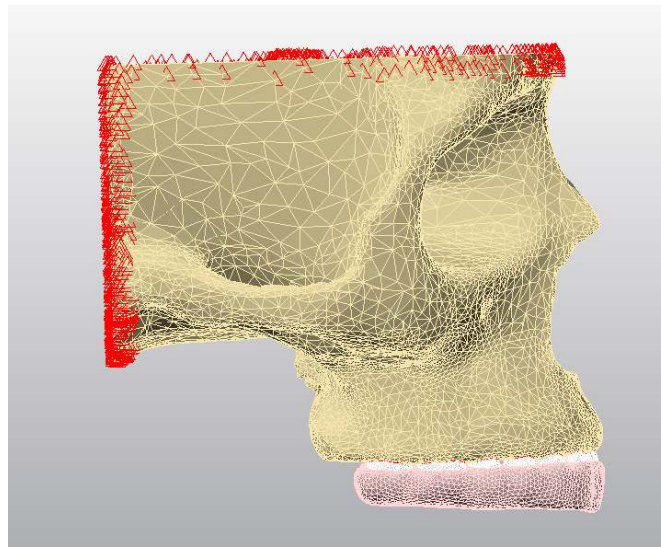
	1. Senaryo	2. Senaryo	3. Senaryo
Elaman Sayısı	698256	733202	722645
Düğüm Sayısı	160140	184256	188446

3.6. Sınır Koşulları

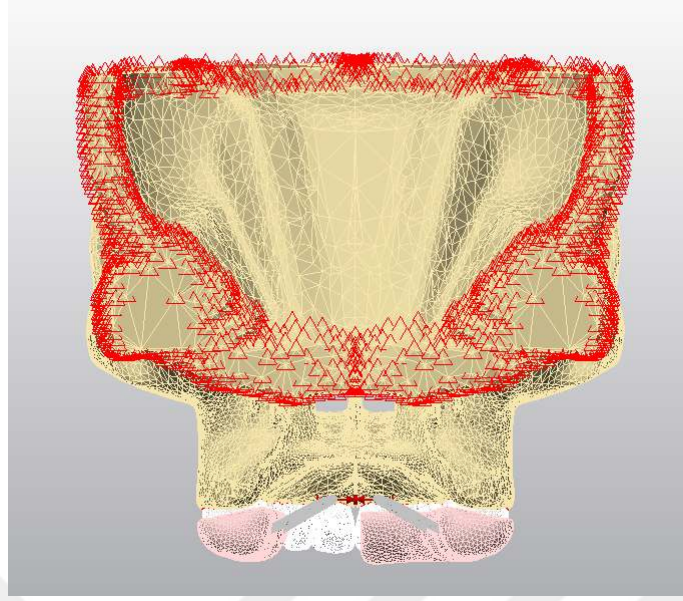
Model kafatası kemiğinin supraorbital bölgenin üzerinden ve lateral yönde ise posterior yüzeyden her serbestlik derecesinde (DOF: Degree of freedom) 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi. Böylece bu yüzeylerde model elemanlarının deplasman ve rotasyon yapamayacak şekilde kapatılarak sabitlenmesi sağlandı. Benzer şekilde RME apareyi ile dişler arasındaki kontakt yüzeylerinde de sabitlenme yapılarak, apareyin dişlere yapıştırılması simüle edildi (Şekil 15.1, 15.2, 15.3).



Şekil 14.1 Supraorbital bölgeden sabitlenen modelin frontal düzlemde görüntüsü



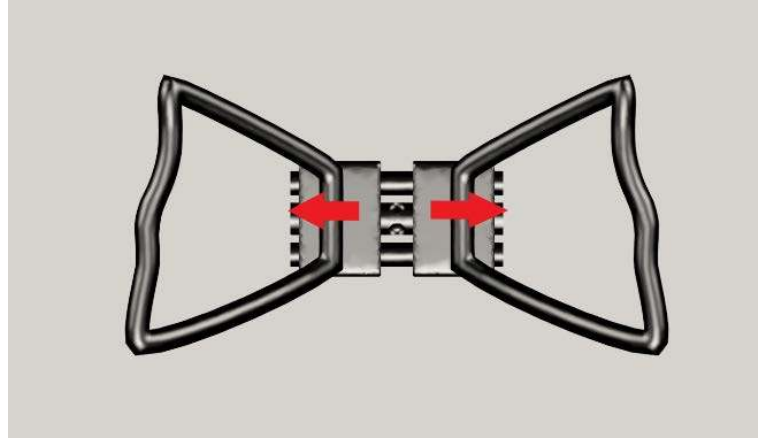
Şekil 14.2. Posterior ve supraorbital bölgeden sabitlenen modelin lateral yönden görüntüsü



14.3. Posteriordan sabitlenen modelin görüntüsü

3.7 Kuvvet Tanımlaması

Her üç senaryoda da RME vidasının horizontal düzlemde zıt yönlerde 2.5 mm olmak üzere toplamda 5 mm yer değiştirme uygulandı (Şekil 16).



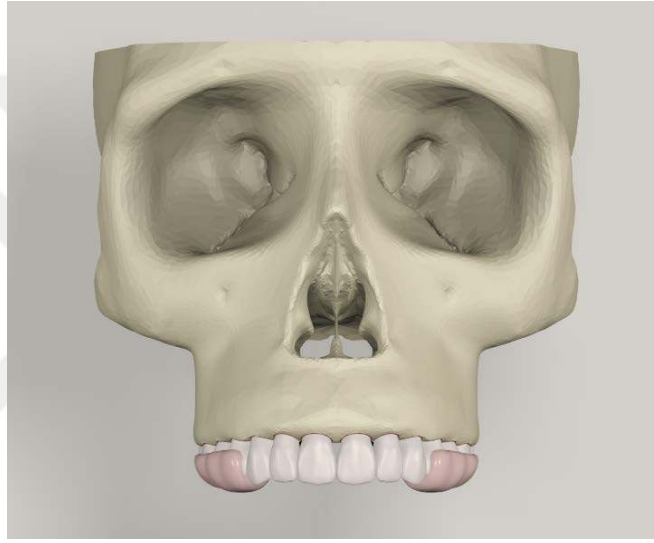
Şekil 15. RME vidasına uygulanan yer değiştirme yönü

3.8 Senaryoların Oluşturulması

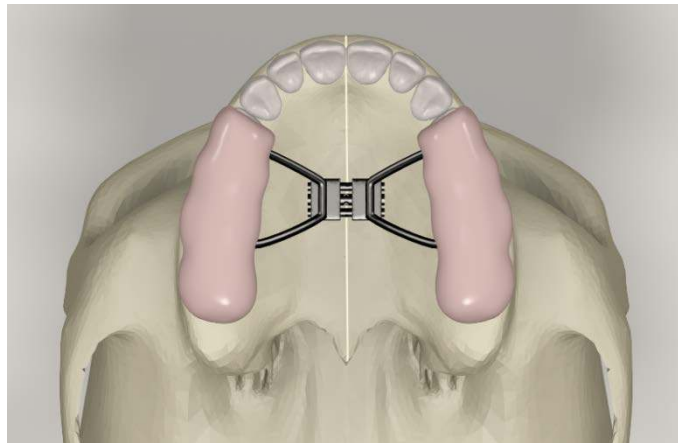
Çalışmamızda 3 farklı RME apareyi ile 3 senaryo oluşturulmuştur.

3.8.1. Senaryo 1

1. senaryoda 4,5,6,7 numaralı dişlerin simetrik olarak akrilikle kaplandığı G-RME apareyi uygulandı. Sonlu eleman modellerinin karmaşıklığını ve düğüm sayısını azaltmak amacıyla simetri düşünölmüştür. Simölasyonlar, modelin sol yarısında gerçekleştirilmiş ve görselleştirme için yansıtılmıştır.



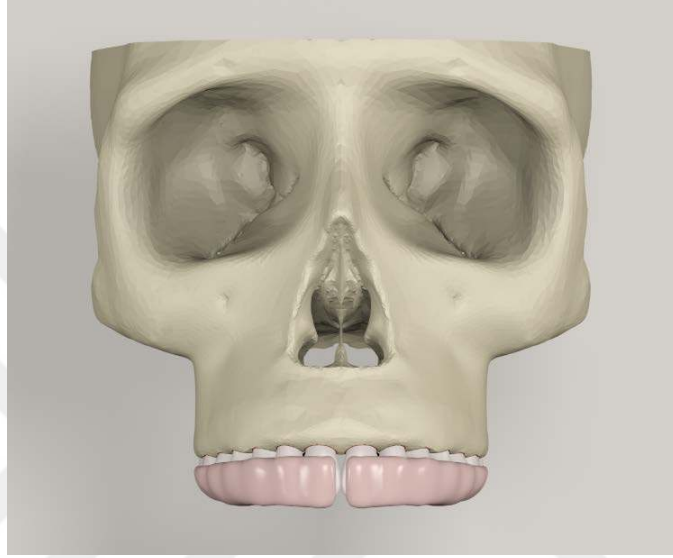
şekil 16.1. G-RME apareyi uygulanmış modelin frontal düzlemde göröntüsü



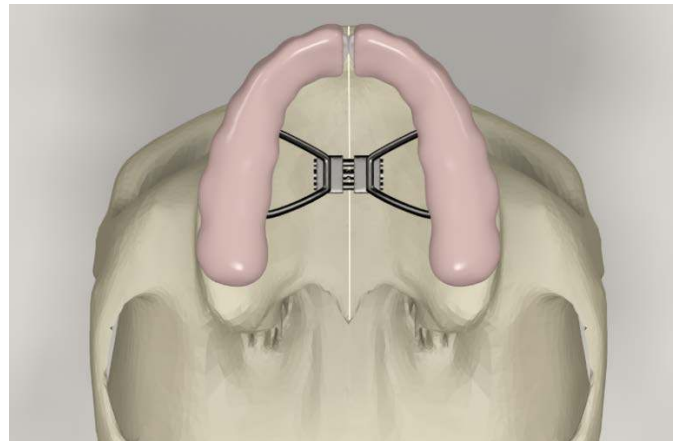
şekil 16.2. G-RME apareyi uygulanmış modelin okluzal düzlemde göröntüsü

3.8.2. Senaryo 2

2. senaryoda santral dişe kadar tüm dişlerin simetrik olarak akrilikle kaplandığı F-RME apareyi uygulandı. Sonlu eleman modellerinin karmaşıklığını ve düğüm sayısını azaltmak amacıyla simetri düşünüldü. Simülasyonlar, modelin sol yarısında gerçekleştirildi ve görselleştirme için yansıtıldı.



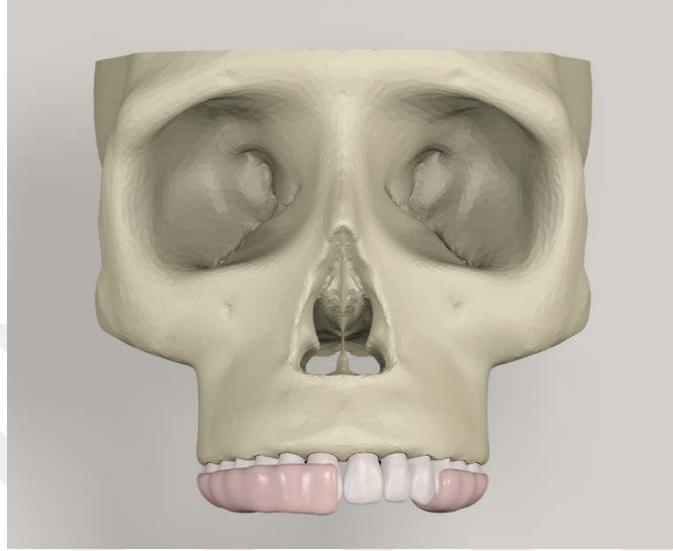
Şekil 17.1. F-RME apareyi uygulanmış modelin frontal düzlemde görüntüsü



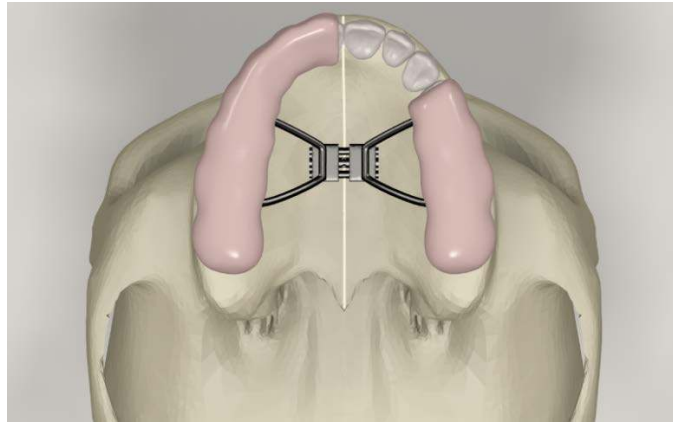
Şekil 17.2. F-RME apareyi uygulanmış modelin okluzal düzlemde görüntüsü

3.8.3. Senaryo 3

Sağ tarafta santral dişe kadar tüm dişlerin, sol tarafta 4,5,6,7 numaralı dişlerin akrilikle kaplandığı asimetrik tasarımlı M-RME apareyi uygulandı.



Şekil 18.1. Asimetrik tasarımlı M-RME apareyi uygulanmış modelin frontal düzlemde görüntüsü



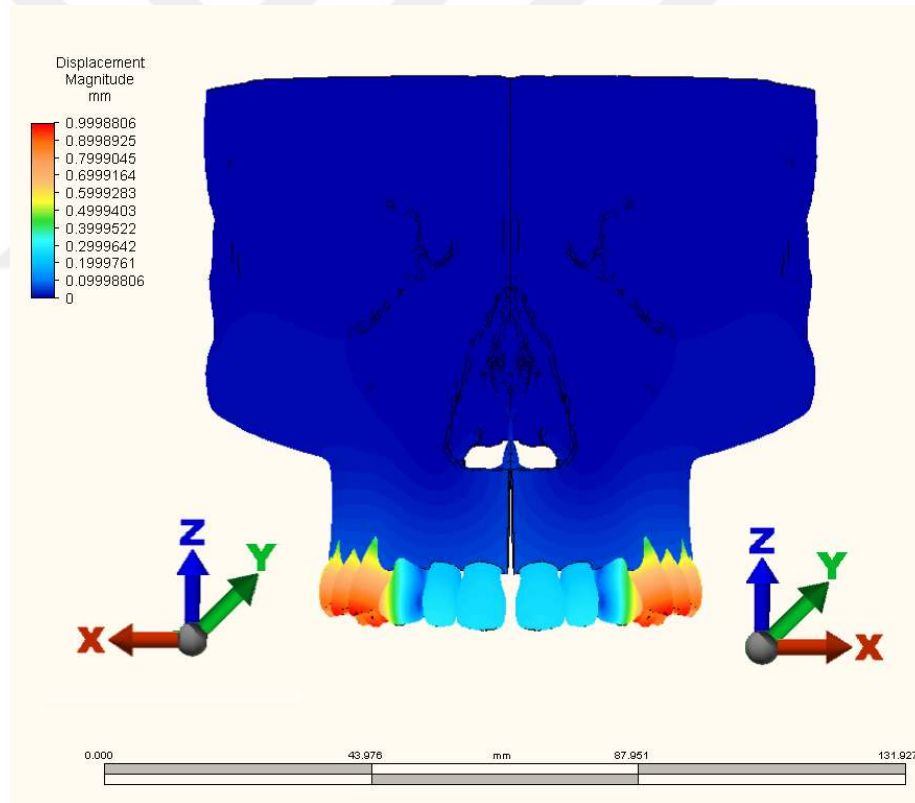
Şekil 18.2. Asimetrik tasarımlı M-RME apareyi uygulanmış modelin okluzal düzlemde görüntüsü

4 BULGULAR

Bu çalışmada hızlı maksiller genişletmede G-RME apareyi, F-RME apareyi ve asimetric tasarımı M-RME apareyinin etkileri sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılmıştır. RME vidasına 5 mm genişletme uygulanarak von Mises gerilmeleri ve yer değiştirme dağılımları değerlendirilmiştir.

4.1 Senaryo 1 Bulguları

G-RME apareyine uygulanan 5 mm genişletme sonucu diş kronlarında, köklerinde ve iskeletsel noktalarda meydana gelen yer değiştirme miktarları ve von Mises gerilmeleri Tablo 3, 4 ve 5'te verilmiştir. Yer değiştirmelerin değerlendirildiği düzlemler Şekil 19 da gösterilmiştir.



Şekil 19. Yer değiştirmelerin değerlendirildiği X, Y, Z düzlemleri. X düzleminde '+' değerler lateral '-' değerler medial hareketi göstermektedir. Y düzleminde '+' değerler posterior, '-' değerler anterior yönde hareketi göstermektedir. Z düzleminde '+' değerler süperior, '-' değerler inferior yönde hareketi göstermektedir.

Tablo 3. Senaryo 1’de diş kronlarında meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı

(BT: Bukkal tüberkül. PT: Palatinal tüberkül. MBT: Mesiobukkal tüberkül. MPT: Mesiopalatinal tüberkül)

	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Von Mises (Mpa)
Santral	0.18	0.08	-0.17	1.34
Lateral	0.15	0.2	-0.14	2.47
Kanin	0.4	-0.15	0.003	1.63
1.Premolar BT	0.96	-0.2	0.19	3.69
1.Premolar PT	0.93	-0.22	-0.07	16.34
2.Premolar BT	0.93	-0.19	0.24	2.4
2. Premolar PT	0.93	-0.23	-0.07	14.58
1.Molar MBT	0.81	-0.16	0.23	7.43
1.Molar MPT	0.86	-0.21	-0.07	14.77
2.Molar MBT	0.78	-0.16	0.13	5.96
2.Molar MPT	0.76	-0.2	-0.2	3.67

Tablo 4. Senaryo 1’de diş köklerinde meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı

(BK: Bukkal kök, PK: Palatinal kök, MBK: Mesiobukkal kök, DBK: Distobukkal kök)

	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Von Mises (Mpa)
Santral	0.04	-0.04	-0.15	3.06
Lateral	0.003	-0.07	-0.1	3.74
Kanin	0.01	0.08	-0.08	7.94
1.Premolar BK	-0.07	0.02	0.08	11.11
1.Premolar PK	-0.08	0.01	-0.09	12.76
2.Premolar	-0.12	0.04	-0.05	5.74
1.Molar MBK	-0.03	0.06	0.15	5.89
1.Molar DBK	-0.03	0.06	0.17	4.19
1.Molar PK	-0.11	0.05	-0.15	9.48
2.Molar	-0.04	0.03	0.02	1.33
2.Molar DBK	-0.09	0.02	-0.1	11.09
2.Molar PK	-0.08	0.0002	-0.28	19.87

Tablo 5. Senaryo 1’de bazı iskeletsel noktalarda meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı

	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Von Mises (Mpa)
Frontonazal sütur	0	0	0	0.82
Zigomatikomaksiller sütur	0.025	-0.005	0.017	29.72
Lateral nazal duvar	0.024	-0.004	-0.010	12.04
A noktası	0.050	-0.004	-0.043	0.58
Anterior Nazal Spina	0.006	-0.001	-0.046	25.23
Posterior Nazal Spina	0.031	-0.006	-0.035	0.1
Medial Pterigoid Plak	0.022	-0.005	-0.005	0.19
Lateral Pterigoid Plak	0.013	-0.003	-0.003	0.32

4.1.1 Yer Değiştirme Bulguları (Senaryo 1)

G-RME apareyine ait toplam yer değiştirme şekil 20’de, diş kronlarındaki yer değiştirmeler Tablo 3’te ve şekil 21’de, diş köklerindeki yer değiştirmeler Tablo 4’te ve şekil 21’de, iskeletsel noktalardaki yer değiştirmeler Tablo 5’te ve şekil 22’de verilmiştir.

4.1.1.1 İskeletsel Noktalarda Yer Değiştirme Bulguları

Frontal düzlemde bakıldığında, tabanı kesici dişler bölgesinde olan ters ‘V’ şeklinde bir genişleme grlmştır. Okluzal düzlemde bakıldığında midpalatal süturda anteriorda daha fazla posteriorda daha az olacak şekilde yine ‘V’ şeklinde bir genişleme grlmştır. Midpalatal süturda posteriorda 0.06 mm, anteriorda 0.15 mm açılma grlmştır. Frontonazal süturda  düzlemde de hareket gözlenmemiştir.

Transvers düzlemde iskeletsel noktalar arasında midpalatal sturdan sonraki en fazla lateral yönde hareket A noktasında (0.05 mm) grlmştır. En az hareket ise ANS’de (0.006 mm) meydana gelmiştir.

Sagittal düzlemde genel olarak hareket miktarı çok az olmakla birlikte frontonazal sütur hariç diğer iskeletsel noktalarda anterior yönde hareket meydana gelmiştir. En fazla anterior yönde hareket posterior alveoler kretlerde grlmştır.

Vertikal düzlemde A noktası (-0.043 mm) ve ANS (-0.46 mm) gibi medial yapılarda inferior yönde posterior alveoler kretler (0.034 mm) ve zigomatikomaksiller sütur (0.017 mm) gibi lateral yapılarda süperior yönde hareket meydana gelmiştir.

4.1.1.2 Dişlerde Yer Değiştirme Bulguları

Transvers düzlemde diş kronlarında en az lateral yönde hareket santral dişte (0.18 mm), en fazla hareket ise birinci premolar dişte (0.96 mm) görülmüştür. Yer değiştirme miktarı santral diştan birinci premolar dişe kadar giderek artarken birinci premolar diştan posterioara doğru giderek azalmaktadır.

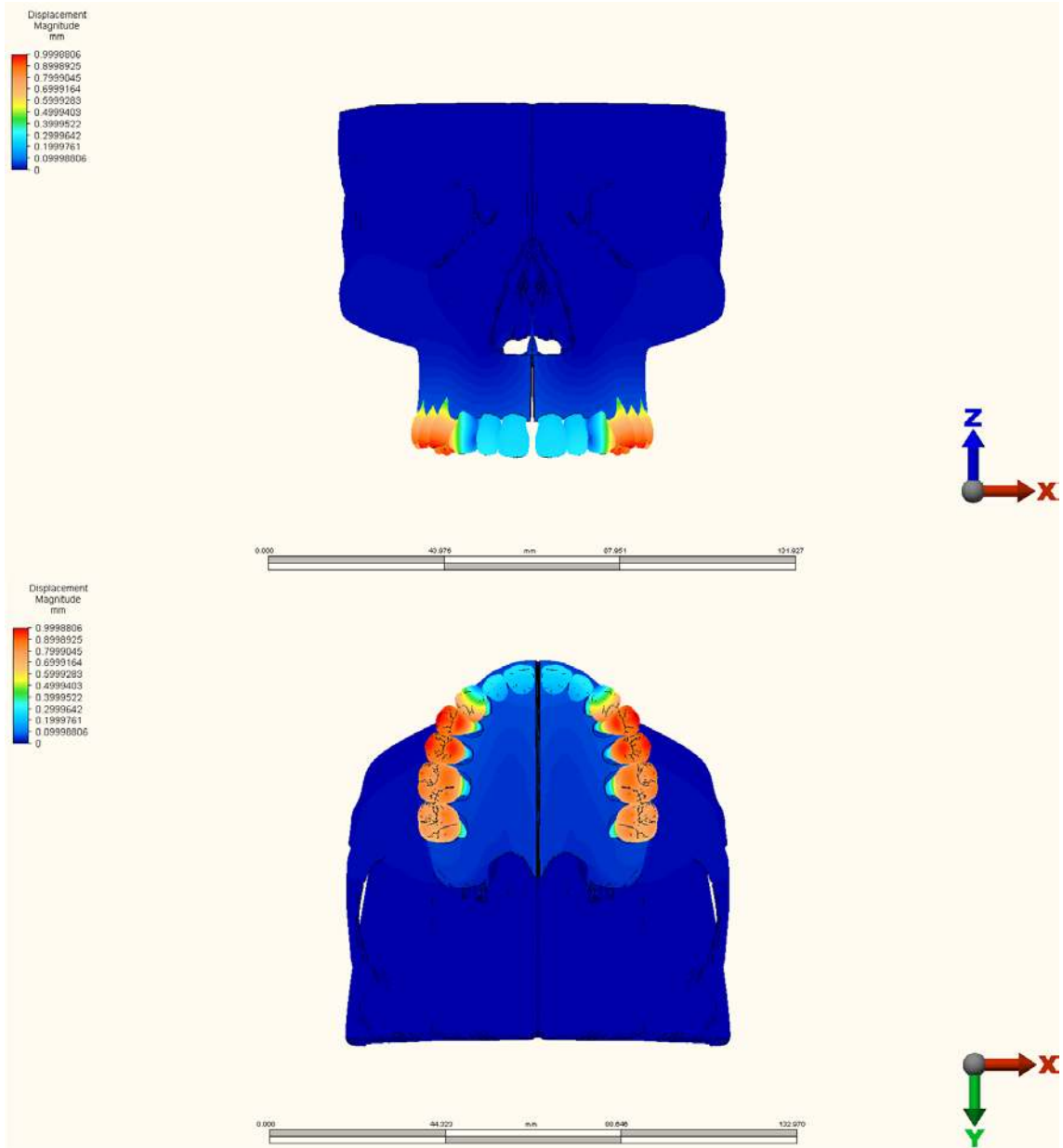
Transvers düzlemde premolar ve molar diş köklerinde medial yönde hareket meydana gelirken en fazla hareket ikinci premolar diş kökünde (-0.11 mm) görülmüştür. En az hareket ise lateral (0.003 mm) ve kanin (0.008 mm) diş köklerinde görülmüştür.

Sagittal düzlemde santral ve lateral diş kronlarında posterior yönde, diğer bütün diş kronlarında anterior yönde hareket meydana gelmiştir. Premolar ve molar dişlerin palatinal tüberküleri bukkal tüberküllerinden daha fazla anterior yönde hareket etmiştir. Bu durum dişlerin rotasyonlu bir şekilde anterior yönde hareket ettiğini göstermektedir. En fazla hareket miktarı sırasıyla birinci ve ikinci premolar dişlerin palatinal tüberküllerinde (-0.23 mm, -0.22 mm) görülmüştür. En az hareket miktarı ise santral diş kronlarında (0.08 mm) görülmüştür.

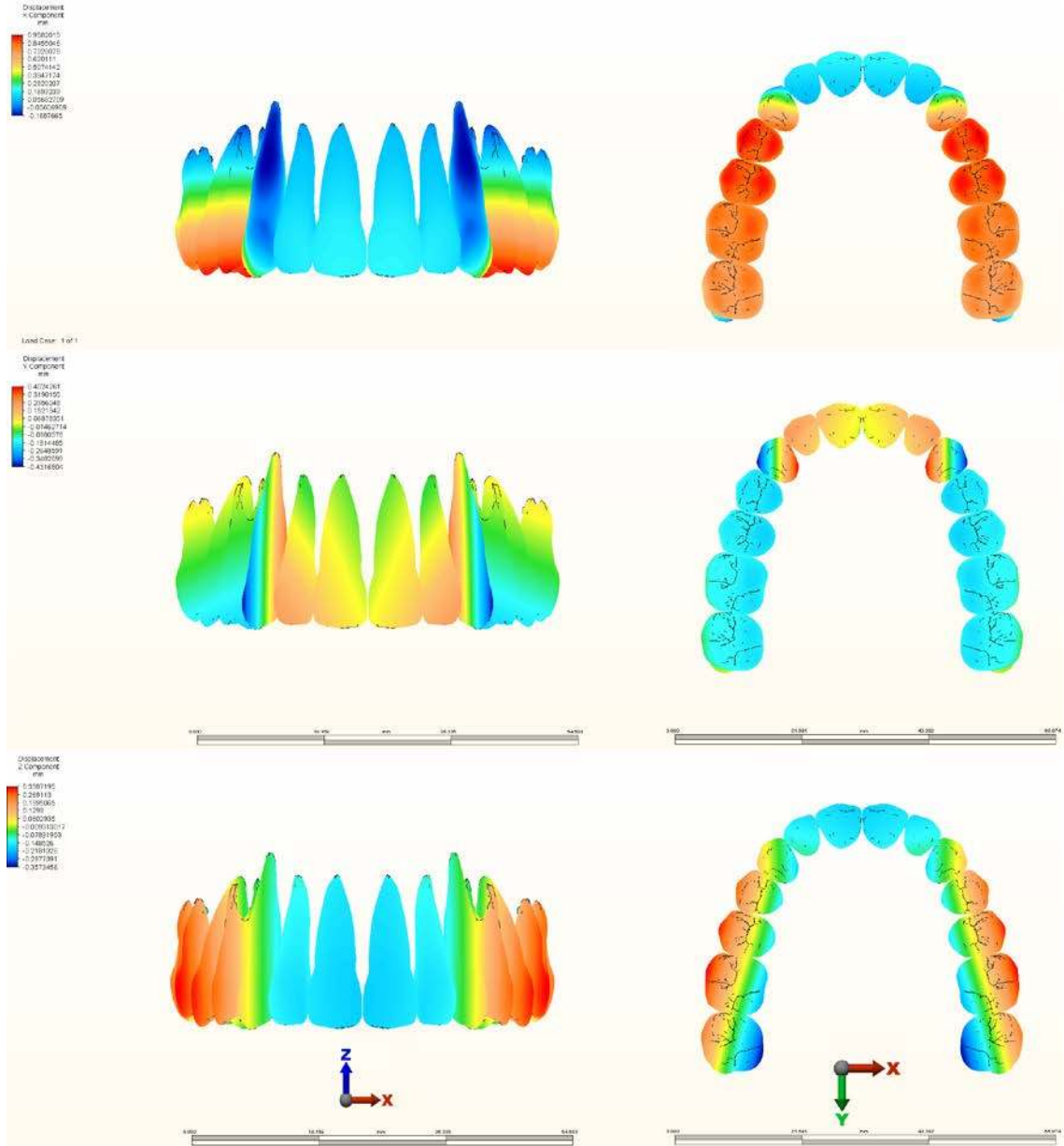
Sagittal düzlemde santral ve lateral diş köklerinde anterior yönde, diğer dişlerin köklerinde posterior yönde hareket meydana gelmiştir. Premolar ve molar dişlerin bukkal köklerinde, palatinal köklerinden daha fazla posterior yöne hareket görülmüştür. En fazla hareket birinci molar dişin bukkal köklerinde (0.06 mm), en az hareket ise ikinci molar dişin palatinal kökünde (0.0002 mm) görülmüştür.

Vertikal düzlemde santral lateral ve kanin dişlerin kronlarında inferior yönde hareket meydana gelirken, premolar ve molar dişlerin palatinal tüberküllerinde inferior yönde bukkal tüberküllerinde süperior yönde hareket meydana gelmiştir. Bu durum dişlerin bukkale devrildiğini göstermektedir. En fazla hareket sırasıyla ikinci molar dişin distopalatinal ve mesiopalatinal köklerinde (-0.26mm, -0.19 mm), en az hareket ise 1. ve ikinci premolar dişlerin palatinal tüberküllerinde (-0.07 mm) görülmüştür.

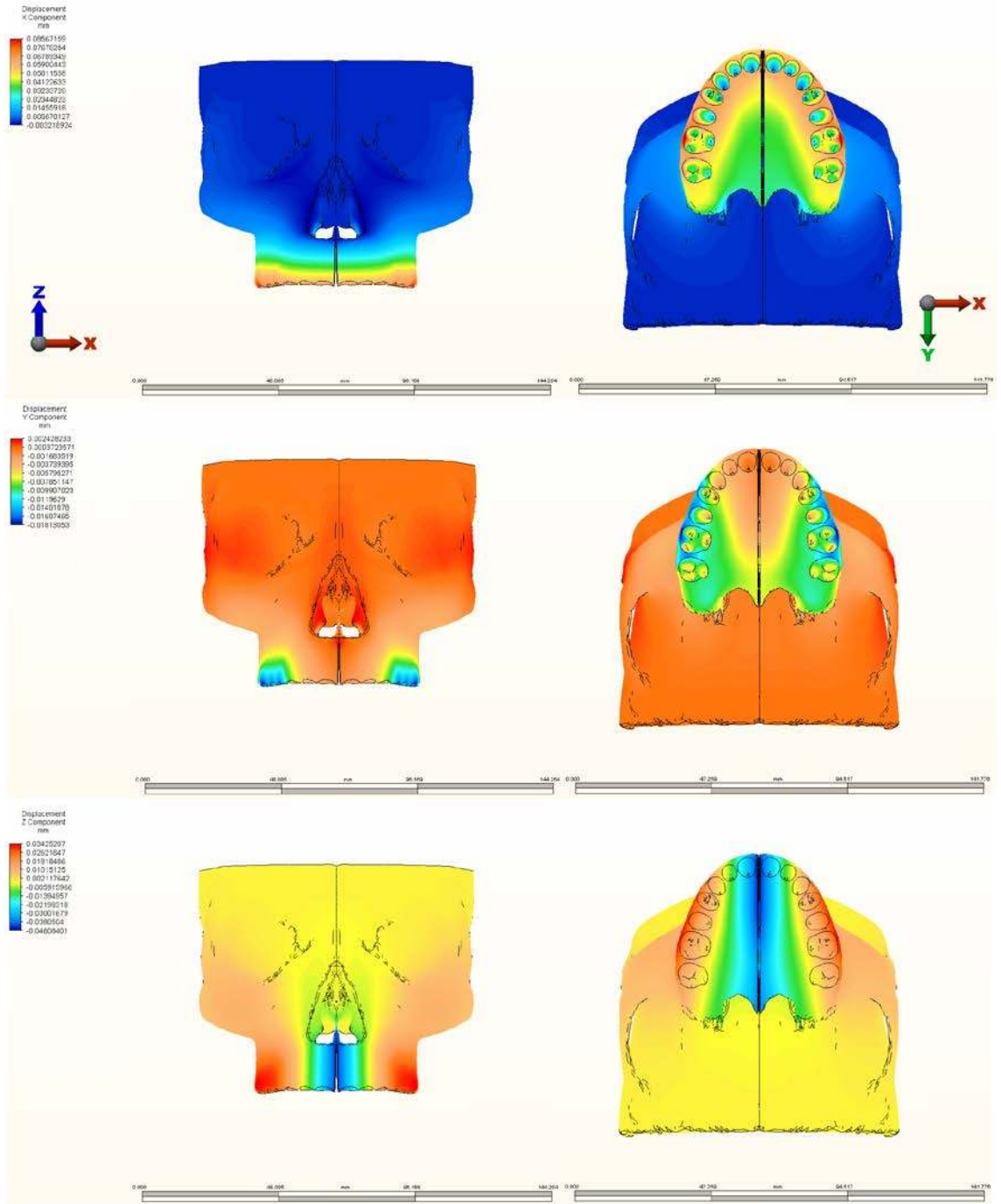
Vertikal düzlemde premolar ve molar dişlerin bukkal köklerinde süperior yönde, diğer bütün köklerde inferior yönde hareket meydana gelmiştir. En fazla hareket ikinci molar dişin palatinal kökünde (0.28 mm), en az hareket ise ikinci premolar diş kökünde (-0.05 mm) görülmüştür.



Şekil 20. Senaryo 1’de oluşan toplam yer değiştirme dağılımı



Şekil 21. Senaryo 1’de dişlerde meydana gelen yer değiştirme dağılımı



Şekil 22. Senaryo 1’de kraniyofasiyal yapılarıdaki yer değiştirme dağılımı

4.1.2 Von Mises Gerilme Bulguları (Senaryo 1)

G-RME aпаратыne ait diş kronlarındaki Von Mises gerilmeleri Tablo 3’te ve Şekil 23’te, diş köklerindeki Von Mises gerilmeleri Tablo 4’te ve Şekil 23’de, iskeletsel noktalardaki Von Mises gerilmeleri Tablo 5’te ve Şekil 24’te, maksiller sinüslerdeki Von

Mises gerilmeleri Şekil 25'te, aparey üzerindeki Von Mises gerilmeleri Şekil 26'da verilmiştir.

4.1.2.1 İskeletsel Noktalarda Von Mises Gerilme Bulguları

Frontal düzlemden bakıldığında orbitanın lateral duvarında, zigomatikomaksiller suture bölgesinde, posterior alveolar kretlerin bukkalinde, burun tabanında ve burun lateral duvarında yüksek Von Mises gerilmeleri meydana gelmiştir. En yüksek Von Mises gerilmesi zigomatikomaksiller suture inferiorunda (29.72 MPa) meydana gelmiştir. Birinci molar dişin bukkalindeki alveolar kemikte 28.87 MPa, orbitanın lateral duvarında 5.29 MPa Von Mises gerilmesi görülürken zigomatikofrontal suture superiorunda gerilmeler azalarak supraorbital hatta 0 MPa'a düşmektedir. Frontal düzlemde en düşük Von Mises gerilmelerinden biri de A noktasında (0.58 MPa) meydana gelmiştir.

Okluzal düzlemden bakıldığında palatinal bölgede kanin diş hizasından ikinci molar hizasına kadar yüksek Von Mises gerilmeleri meydana gelmiş daha posteriora azalarak tüber bölgesinde sıfıra yaklaşmıştır. En düşük Von Mises gerilmesi posterior nazal spinada (0.01 MPa) meydana gelmiştir.

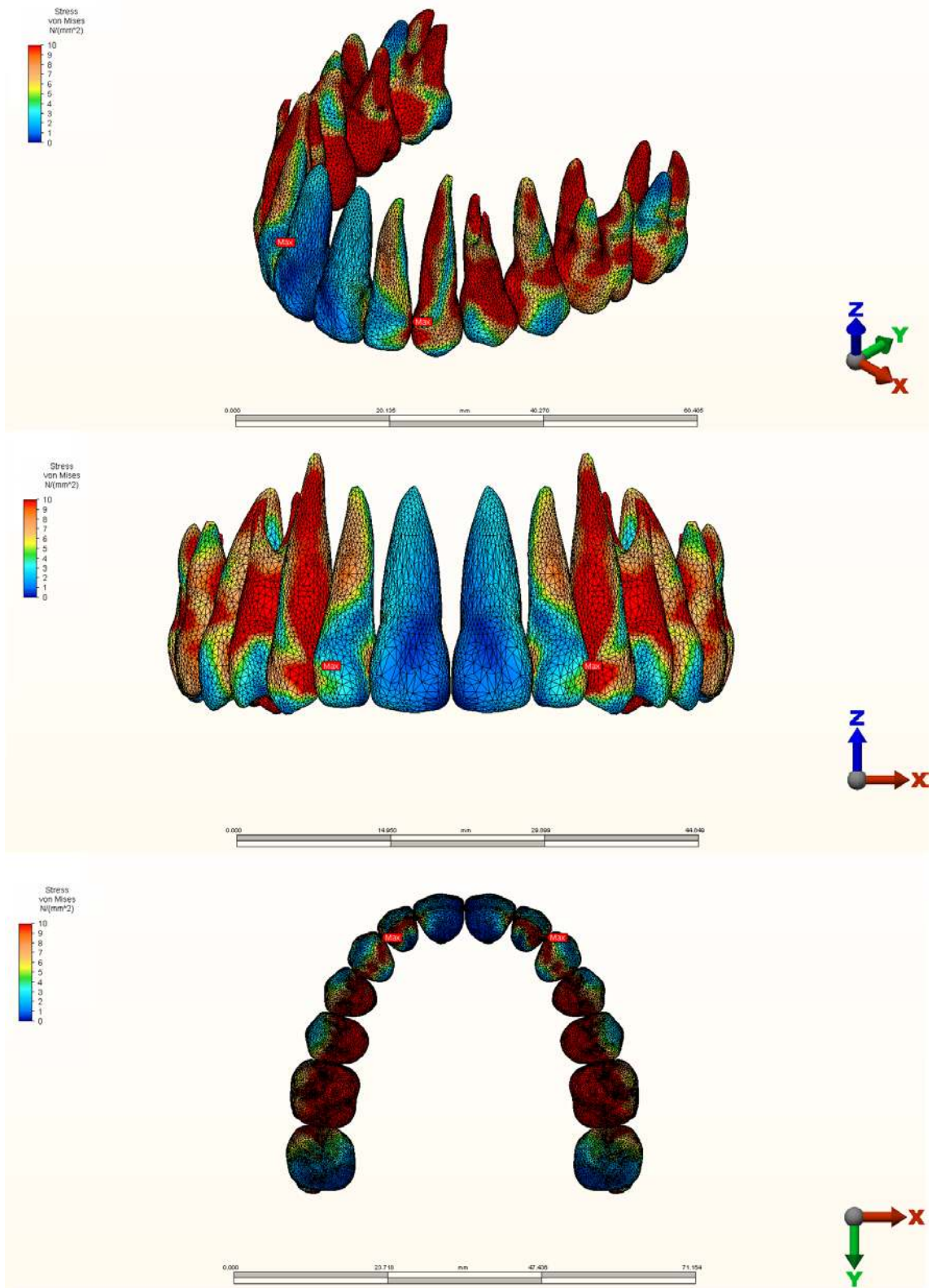
Maksiller sinüslerde en yüksek Von Mises gerilme distal kısımda (5.64 MPa) görülürken en düşük gerilme süperomedial kısmında (2.3 MPa) görülmüştür.

4.1.2.2 Dişlerde Von Mises Gerilme Bulguları

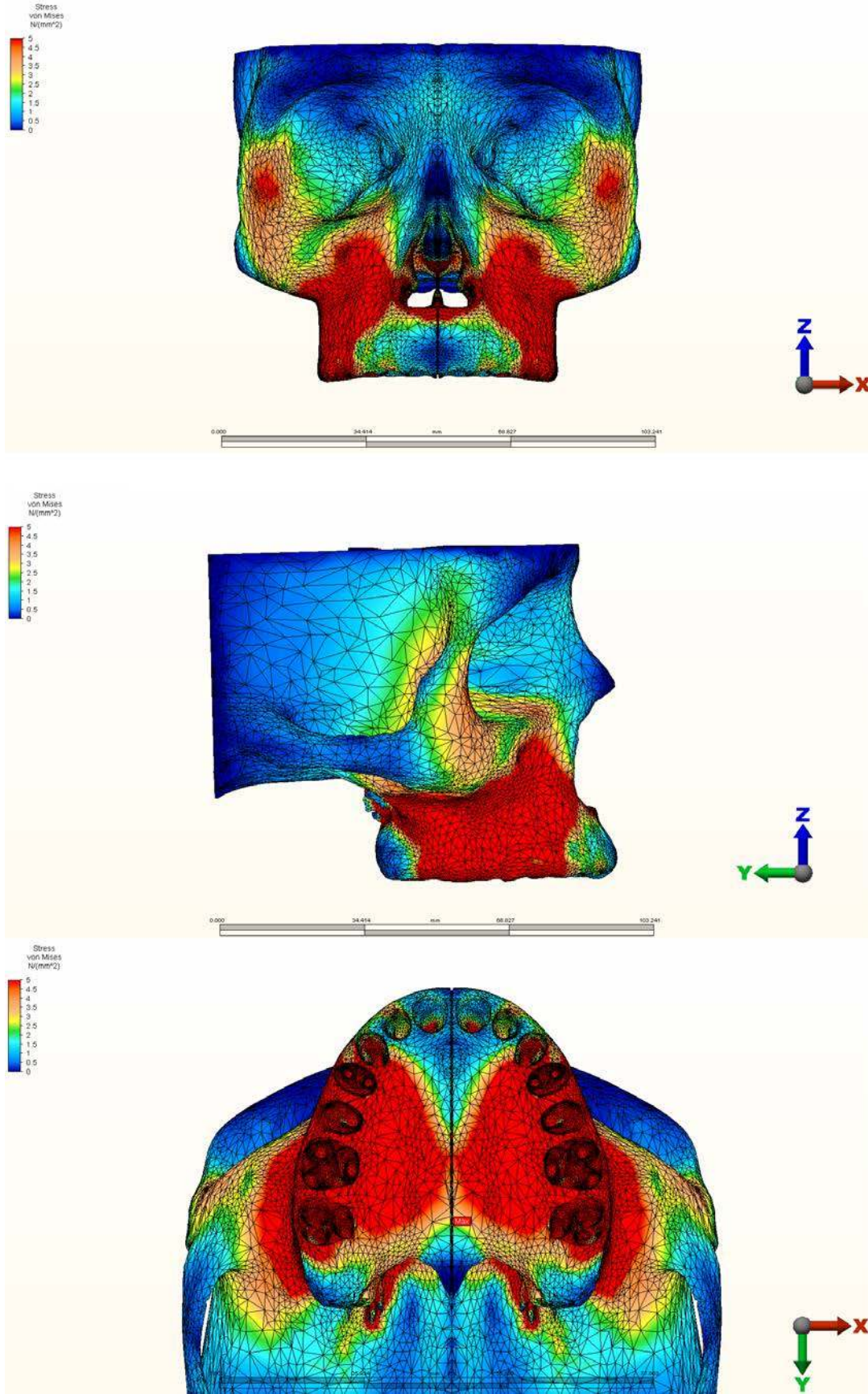
Premolar dişlerin ve birinci molar dişin palatinal tüberküllerinde yüksek Von Mises gerilmeleri görülürken en yüksek gerilme birinci molar dişin distopalatal tüberkülünde (23.1 MPa) görülmüştür. Dişlerdeki Von Mises gerilmeleri anteriora doğru giderek azalmaktadır.

Diş köklerindeki Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde palatinal köklerde bukkal köklerden daha yüksek gerilmeler meydana gelirken en yüksek gerilme ikinci molar dişin palatinal kökünde (19.87 MPa), en düşük gerilme ise yine ikinci molar dişin mesiobukkal kökünde (1.33 MPa) meydana gelmiştir. Birinci premolar dişten anteriora doğru diş köklerindeki gerilmelerde azalmıştır.

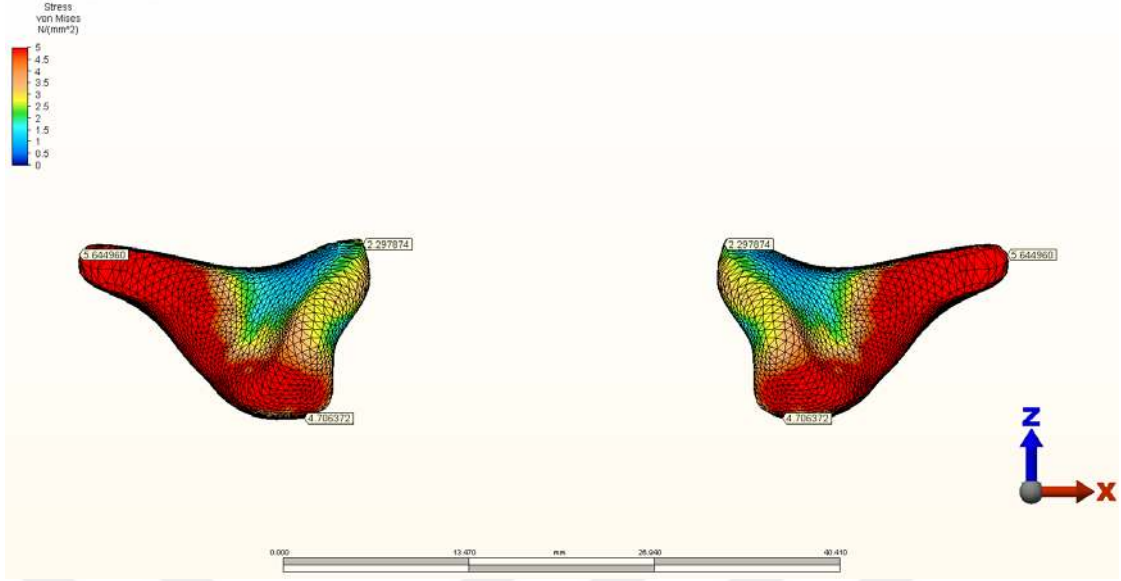
Tüm modeldeki en büyük Von Mises gerilmesi apareyin anterior kolu üzerinde (2921.57 MPa) görülmüştür.



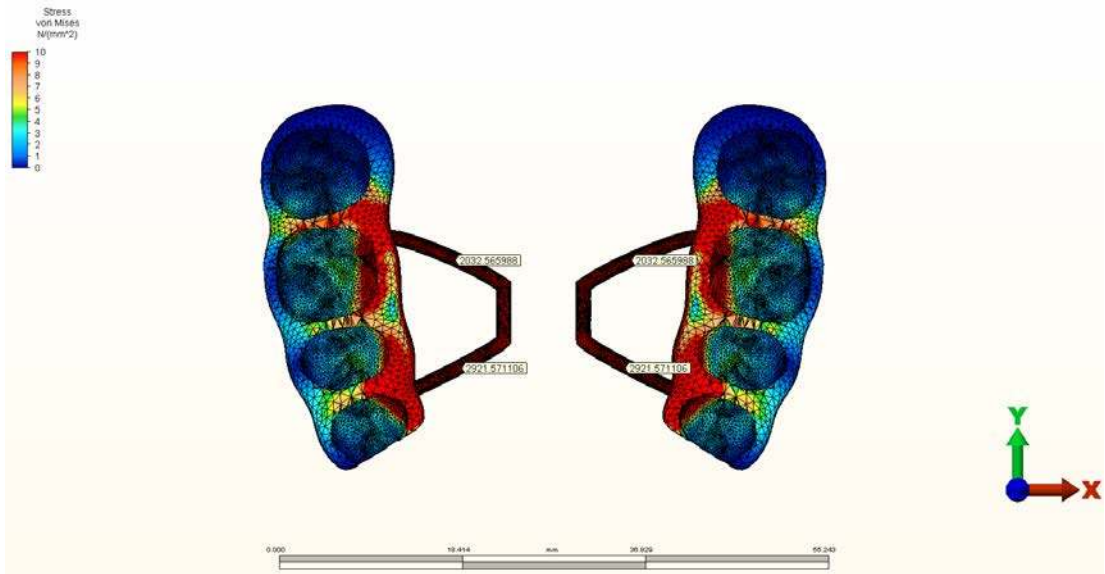
Şekil 23. Senaryo 1’de dişlerdeki Von Mises gerilme dağılımı



Şekil 24. Senaryo 1’de kraniyofasiyal yapılarda Von Mises gerilme dağılımı



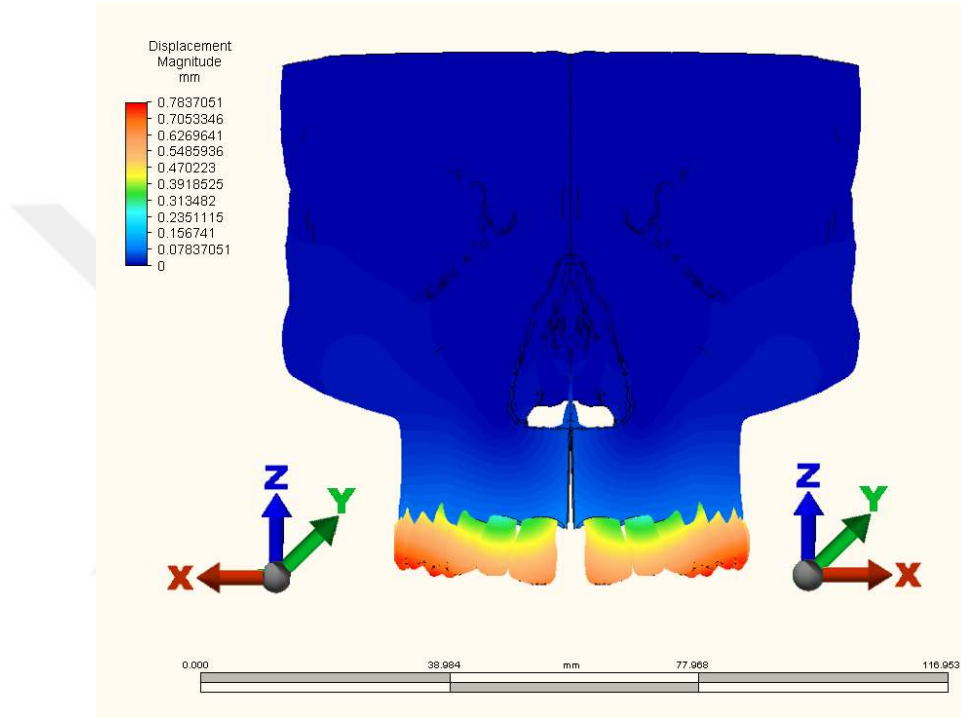
Şekil 25. Senaryo 1’de maksiller sinüslerdeki Von Mises gerilmeleri



Şekil 26. Senaryo 1’de aparey üzerindeki Von Mises gerilmeleri

4.2 Senaryo 2 Bulguları

F-RME apareyine uygulanan 5 mm genişletme sonucu diş kronlarında, köklerinde ve iskeletsel noktalarda meydana gelen yer değiştirme miktarları ve von Mises gerilmeleri Tablo 6, 7 ve 8’de verilmiştir. Yer değiştirmelerin değerlendirildiği düzlemler Şekil 27 de gösterilmiştir.



Şekil 27. Yer değiştirmelerin değerlendirildiği X, Y, Z düzlemleri. X düzleminde ‘+’ değerler lateral ‘-’ değerler medial hareketi göstermektedir. Y düzleminde ‘+’ değerler posterior, ‘-’ değerler anterior yönde hareketi göstermektedir. Z düzleminde ‘+’ değerler süperior, ‘-’ değerler inferior yönde hareketi göstermektedir.

Tablo 6. Senaryo 2’de diş kronlarında meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı

(BT: Bukkal tüberkül, PT: Palatinal tüberkül, MBT: Mesiobukkal tüberkül, MPT: Mesiopalatinal tüberkül)

	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Von Mises (Mpa)
Santral	0.58	-0.05	-0.25	1.49
Lateral	0.59	-0.12	-0.04	6.09
Kanin	0.65	-0.16	0.09	4.46
1.Premolar BT	0.68	-0.17	0.17	8.98
1.Premolar PT	0.67	-0.15	-0.03	11.06
2.Premolar BT	0.72	-0.18	0.21	5.39
2. Premolar PT	0.72	-0.17	-0.03	19.73
1.Molar MBT	0.66	-0.16	0.16	15.82
1.Molar MPT	0.71	-0.17	-0.06	19.02
2.Molar MBT	0.69	-0.15	0.1	8.83
2.Molar MPT	0.73	-0.17	-0.17	6.13

Tablo 7. Senaryo 2’de diş köklerinde meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı

BK: Bukkal kök, PK: Palatinal kök, MBK: Mesiobukkal kök, DBK: Distobukkal kök

	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Von Mises (Mpa)
Santral	-0.04	0.02	-0.27	13.46
Lateral	-0.06	0.02	-0.11	6.94
Kanin	-0.11	0.05	-0.05	8.99
1.Premolar BK	-0.03	0.02	0.09	7.19
1.Premolar PK	-0.05	0.02	-0.02	9.49
2.Premolar	-0.6	0.04	-0.01	3.26
1.Molar MBK	0.002	0.05	0.13	4.59
1.Molar DBK	0.02	0.04	0.14	4.35
1.Molar PK	-0.06	0.06	-0.11	6.93
2.Molar MBK	0.01	0.03	0.03	0.87
2.Molar DBK	-0.02	0.02	-0.1	7.42
2.Molar PK	-0.02	0.02	-0.25	15.43

Tablo 8. Senaryo 2’de bazı iskeletsel noktalarda meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı

	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Von Mises (Mpa)
Frontonazal suture	0	0	0	0.88
Zigomatikomaksiller suture	0.026	-0.004	0.018	32.69
Lateral nazal duvar	0.026	-0.004	-0.010	18.84
A noktası	0.065	-0.005	-0.046	0.42
Anterior Nazal Spina	0.007	-0.001	-0.048	30.70
Posterior Nazal Spina	0.036	-0.007	-0.035	0.1
Medial Pterigoid Plak	0.023	-0.006	-0.008	0.16
Lateral Pterigoid Plak	0.016	-0.003	-0.006	0.34

4.2.1 Yer Değiştirme Bulguları (Senaryo 2)

F-RME apareyine ait toplam yerdeğiştirmeler Şekil 28’de, dış kronlarındaki yer değiştirmeler Tablo 6’da ve Şekil 29’da, dış köklerindeki yer değiştirmeler Tablo 7’de ve Şekil 29’da, iskeletsel noktalardaki yer değiştirmeler Tablo 8’de ve Şekil 30’da verilmiştir.

4.2.1.1 İskeletsel Noktalarda Yer Değiştirme Bulguları

Frontal düzlemde bakıldığında tabanı kesici dişler bölgesinde olan ters ‘V’ şeklinde bir genişleme görülmüştür. Okluzal düzlemde bakıldığında anteriorda daha fazla posteriorda daha az olacak şekilde yine ‘V’ şeklinde bir genişleme görülmüştür. Midpalatal sutureda posteriorda 0.07 mm, anteriorda 0.17 mm açılma görülmüştür. Frontonazal sutureda üç düzlemde de hareket gözlenmemiştir.

Transvers düzlemde iskeletsel noktalar arasında, midpalatal suturedan sonraki en fazla lateral yönde hareket A noktasında (0.065 mm) görülmüştür. En az hareket ise ANS’de(0.007 mm) meydana gelmiştir.

Sagittal düzlemde genel olarak hareket miktarı çok az olmakla birlikte frontonazal suture hariç diğer iskeletsel noktalarda anterior yönde hareket meydana gelmiştir. En fazla anterior yönde hareket posterior alveoler kretlerde görülmüştür.

Vertikal düzlemde A noktası (-0.046 mm) ve ANS (-0.48 mm) gibi medial yapılarda inferior yönde posterior alveoler kretler (0.033 mm) ve zigomatikomaksiller suture (0.018 mm) gibi lateral yapılarda süperior yönde hareket meydana gelmiştir.

4.2.1.2 Dişlerde Yer Değiştirme Bulguları

Transvers düzlemde diş kronlarında en az lateral yönde hareket santral dişlerde (0.58 mm), en fazla hareket ise sırasıyla ikinci molar dişte (0.73 mm) ve ikinci premolar dişte (0.72 mm) görülmüştür. Diş kronlarındaki yer değiştirme miktarı santral diştan ikinci molar dişe doğru giderek artmaktadır.

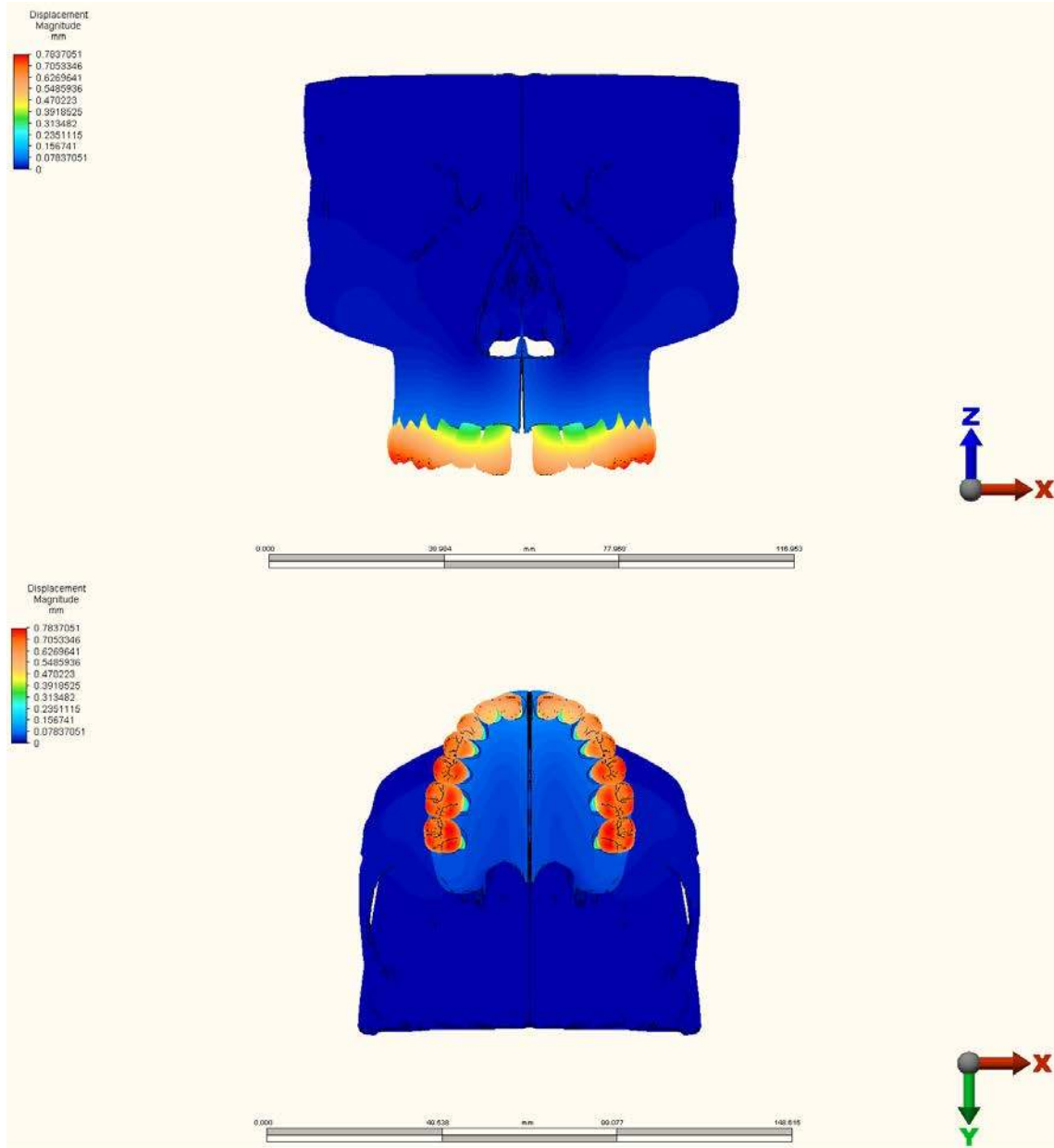
Transvers düzlemde birinci molar dişin bukkal kökleri ve ikinci molar dişin mesiobukkal kökünde küçük miktarlarda lateral yönde, diğer bütün köklerde medial yönde hareket meydana gelmiştir. En fazla hareket kanin kökünde (-0.11 mm), en az hareket ise birinci moların mesiobukkal kökünde (0.002 mm) görülmüştür.

Sagittal düzlemde bütün diş kronlarında anterior yönde hareket meydana gelmiştir. Genel olarak hareket miktarı anteriordan posteriora doğru artarken en fazla hareket ikinci premolar dişin bukkal tüberkülünde (-0.18 mm), en az hareket santral dişte (-0.5 mm) görülmüştür.

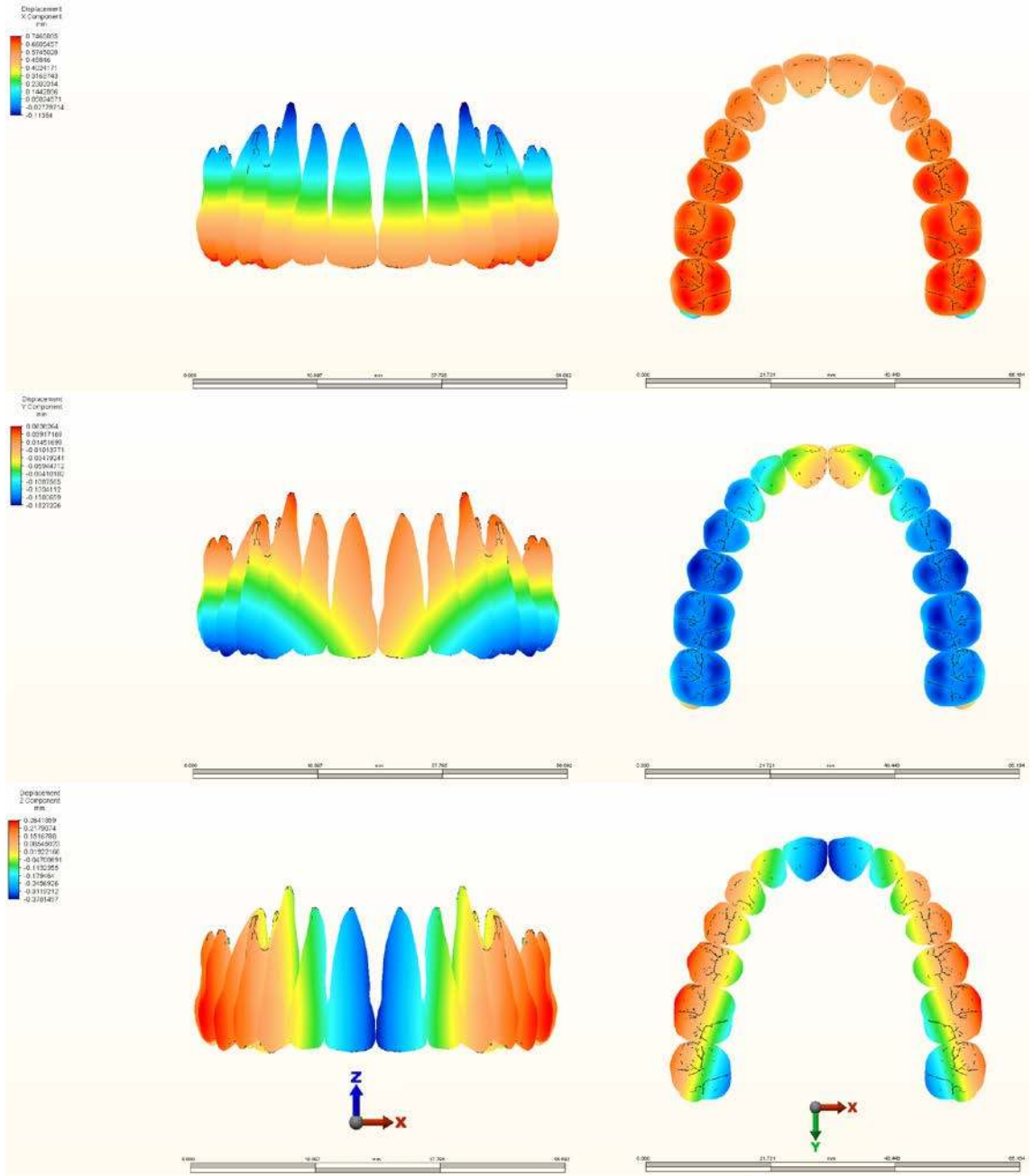
Sagittal düzlemde bütün dişlerin köklerinde posterior yönde hareket meydana gelmiştir. En fazla hareket birinci molar dişin palatinal kökünde (0.06 mm), en az hareket ikinci molar dişin palatinal kökünde (0.017 mm) ve birinci premolar dişin bukkal kökünde (0.017 mm) görülmüştür.

Vertikal düzlemde santral ve lateral dişlerin kronlarında inferior yönde, kanin dişte süperior yönde, premolar ve molar dişlerin palatinal tüberküllerinde inferior yönde bukkal tüberküllerinde süperior yönde hareket meydana gelmiştir. Bu durum dişlerin bukkale devrildiğini göstermektedir. En fazla hareket santral dişte (-0.25 mm), en az hareket ise ikinci premolar dişin palatinal tüberkülünde (-0.03 mm) görülmüştür.

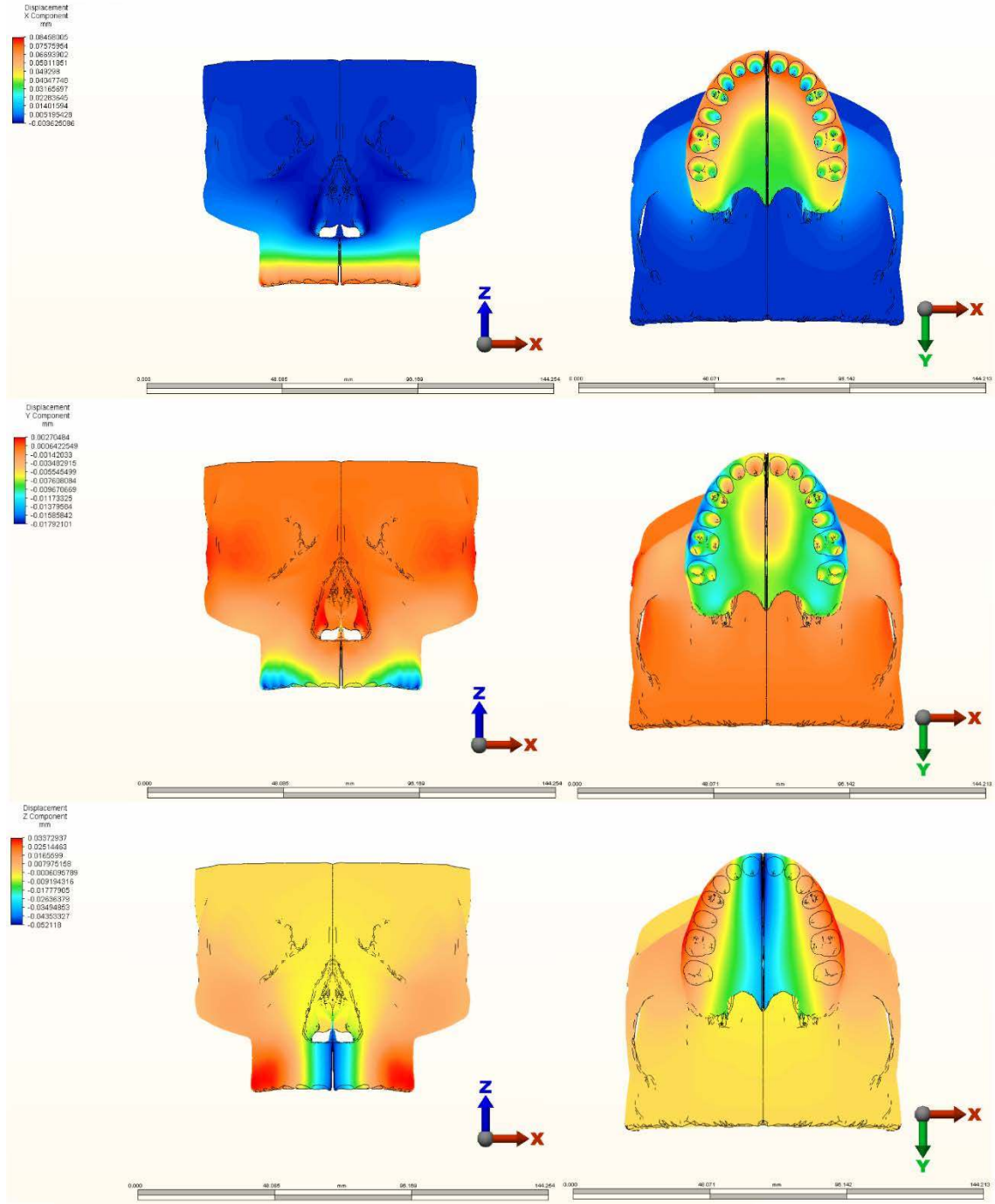
Vertikal düzlemde premolar ve molar dişlerin bukkal köklerinde süperior yönde, diğer bütün köklerde inferior yönde hareket meydana gelmiştir. En fazla hareket santral kökünde (-0.27 mm), en az hareket ikinci premolar kökünde (-0.01 mm) görülmüştür.



Şekil 28. Senaryo 2’de oluşan toplam yer değiştirme dağılımı



Şekil 29. Senaryo 2’de dişlerde meydana gelen yer değiştirme dağılımı



Şekil 30. Senaryo 2’de kraniyofasiyal yapılarıdaki yer değiştirme dağılımı

4.2.2 Von Mises Gerilme Bulguları (Senaryo 2)

F-RME aпаратыne ait diş kronlarındaki Von Mises gerilmeleri Tablo 6’da ve Şekil 31’de, diş köklerindeki Von Mises gerilmeleri Tablo 7’de ve Şekil 31’de, iskeletsel noktalardaki Von Mises gerilmeleri Tablo 8’de ve Şekil 32’de maksiller sinüslerdeki Von

Mises gerilmeleri Şekil 33'te ve aparey üzerindeki Von Mises gerilmeleri Şekil 34'te verilmiştir.

4.2.2.1 İskeletsel Noktalarda Von Mises Gerilme Bulguları

Frontal düzlemden bakıldığında zigomatikomaksiller suture bölgesinde, posterior alveoler kretlerin bukkalinde, burun tabanında ve lateral duvarında yüksek Von Mises gerilmeleri meydana gelmiştir. En yüksek Von mises gerilmesi zigomatikomaksiller suture inferiorunda (32.69 MPa) meydana gelmiştir. Birinci molar dişin bukkalindeki alveoler kemikte 25.85 MPa, orbitanın lateral duvarında 5.77 MPa Von Mises gerilmesi görülürken zigomatikofrontal suture superiorunda gerilmeler azalarak supraorbital hatta 0'a düşmektedir. Frontal düzlemde en düşük Von Mises gerilmelerinden biri de A noktasında (0.42 MPa) meydana gelmiştir.

Okluzal düzlemden bakıldığında palatinal bölgede keser dişlerden itibaren birinci molar hizasına kadar giderek artan yüksek Von Mises gerilmeleri meydana gelmiş ikinci molar diş bölgesinde bir miktar azalarak tüber bölgesinde sıfıra yaklaşmıştır. En düşük Von Mises gerilmesi posterior nazal spinada (0.01 MPa) meydana gelmiştir.

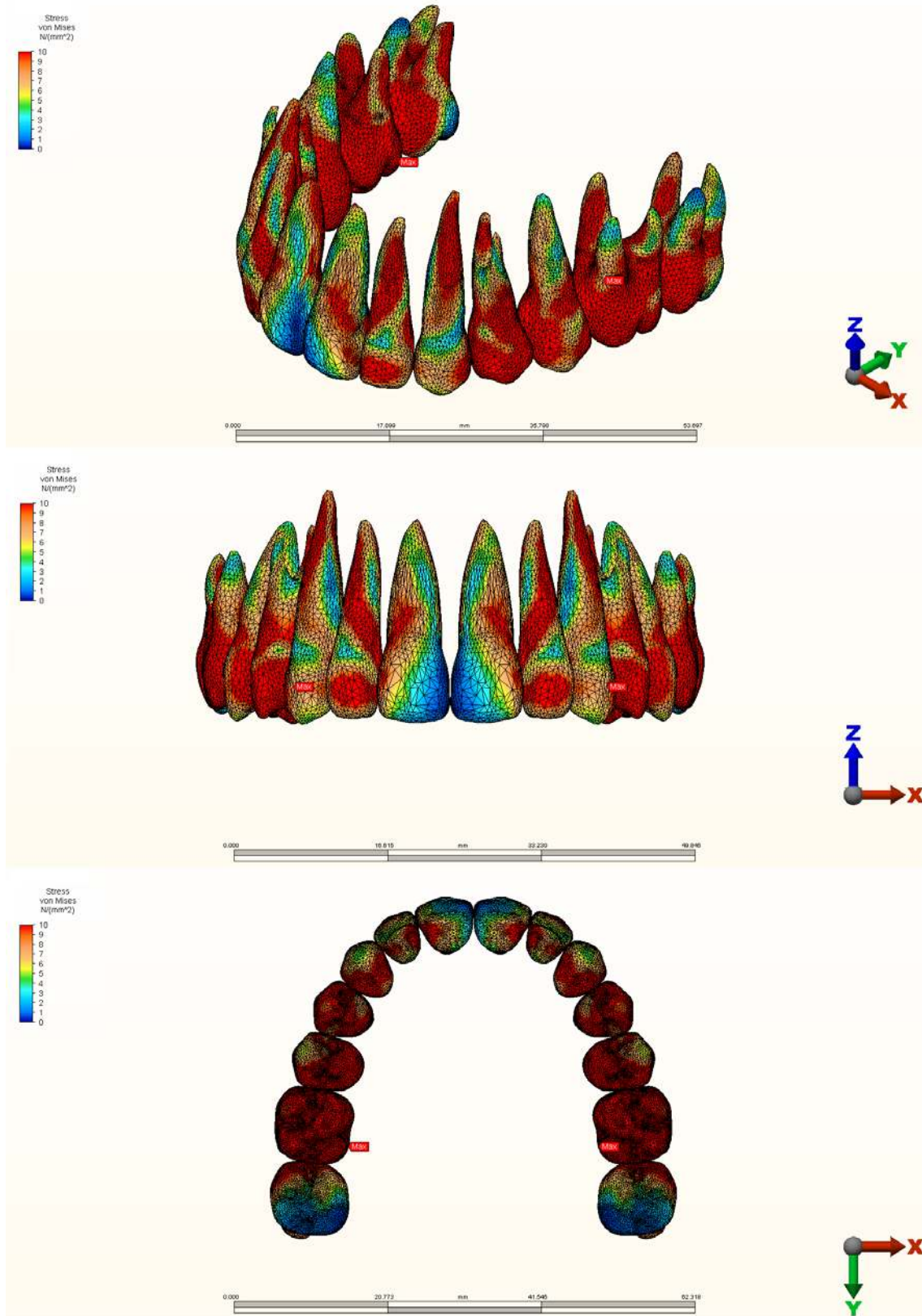
Maksiller sinüslerde en yüksek Von Mises gerilme distal kısımda (6.04 MPa) görülürken en düşük gerilme süperomedial kısmında (2.48 MPa) görülmüştür.

4.2.2.2 Dişlerde Von Mises Gerilme Bulguları

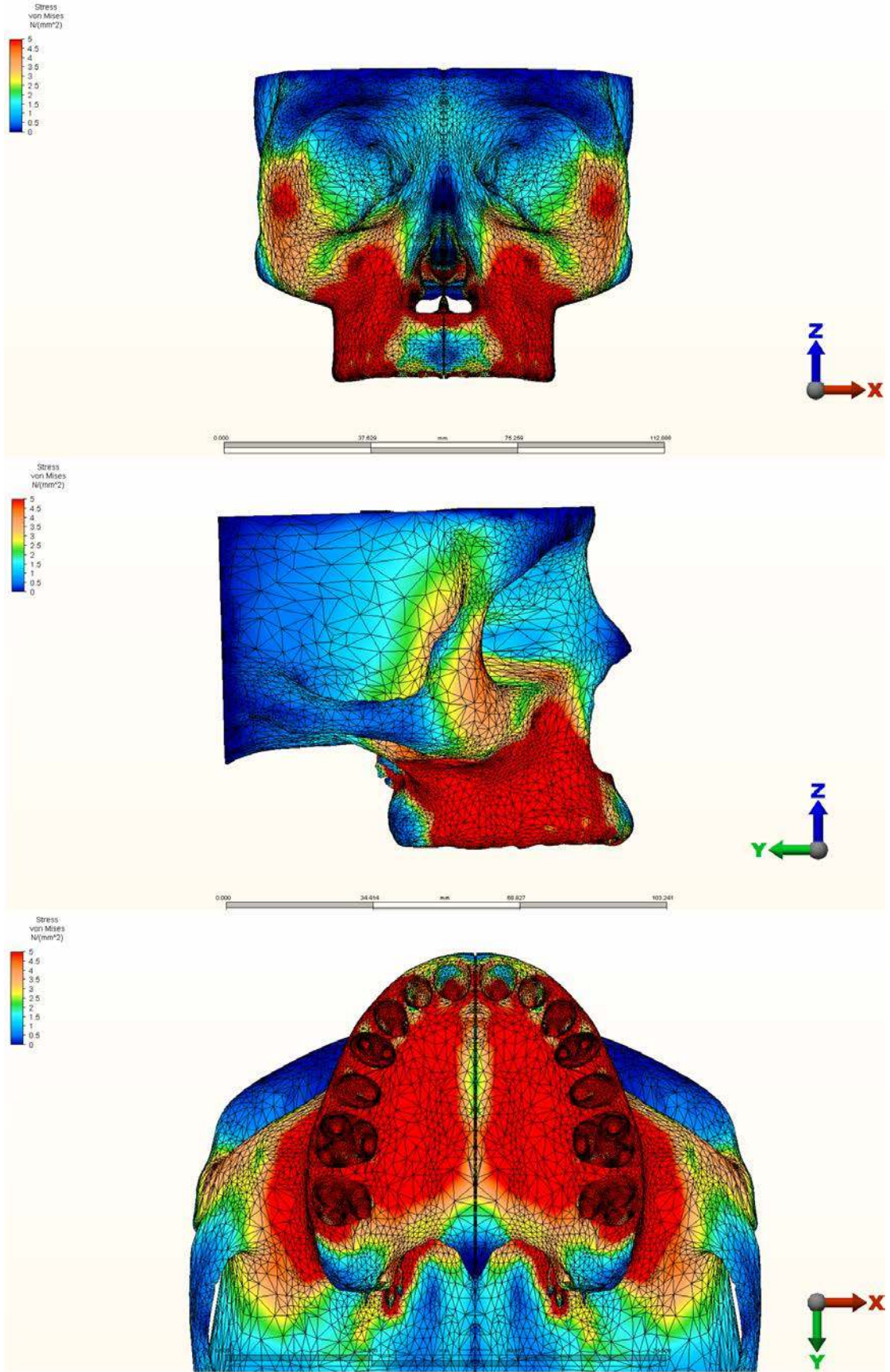
Premolar dişlerin ve birinci molar dişin palatinal tüberküllerinde yüksek Von Mises gerilmeleri görülürken en yüksek gerilme birinci molar dişin distopalatal tüberkülünde (25.75 MPa) görülmüştür. Dişlerdeki Von Mises gerilmeleri anteriora doğru giderek azalmaktadır.

Diş köklerindeki Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde palatinal köklerde bukkal köklerden daha yüksek gerilmeler meydana gelirken en yüksek gerilme ikinci molar dişin palatinal kökünde (15.44 MPa), daha sonra santral dişte (13.46), en düşük gerilme ise yine ikinci molar dişin mesiobukkal kökünde (0.87 MPa) meydana gelmiştir.

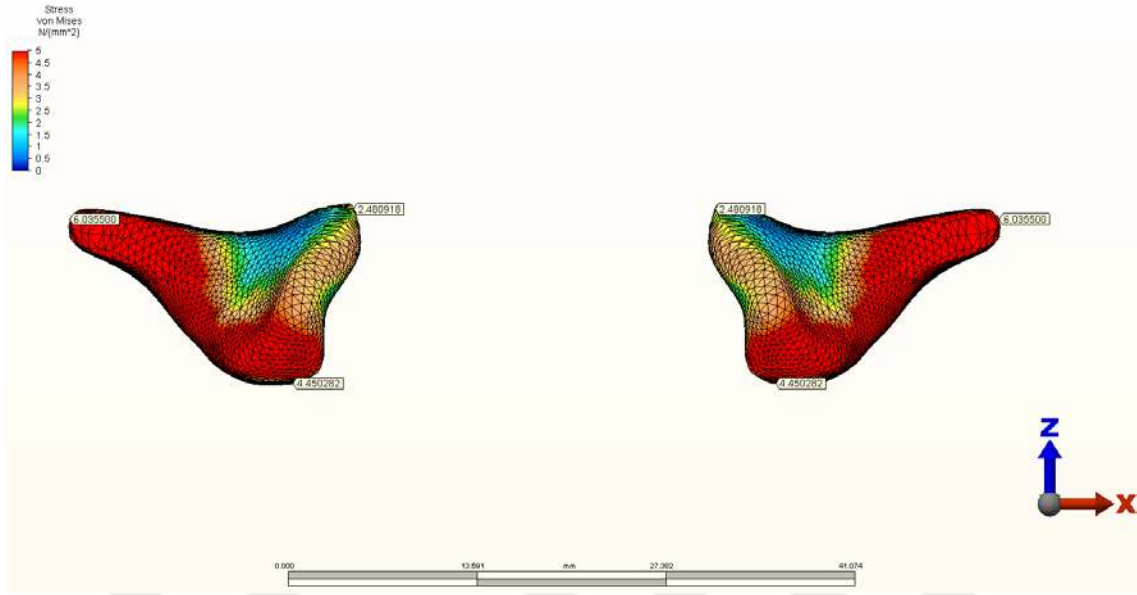
Tüm modeldeki en büyük Von Mises gerilmesi apareyin anterior kolu üzerinde (3545.75 MPa) görülmüştür.



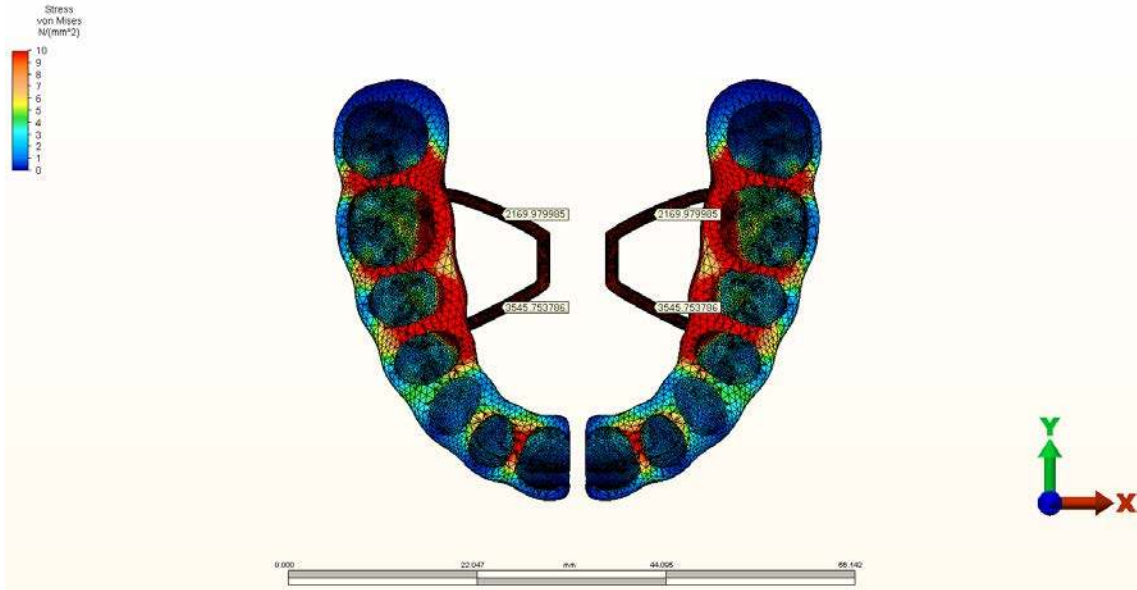
Şekil 31. Senaryo 2’de dişlerdeki Von Mises gerilme dağılımı



Şekil 32. Senaryo 2’de kraniyofasiyal yapılarıdaki Von Mises gerilme dağılımı



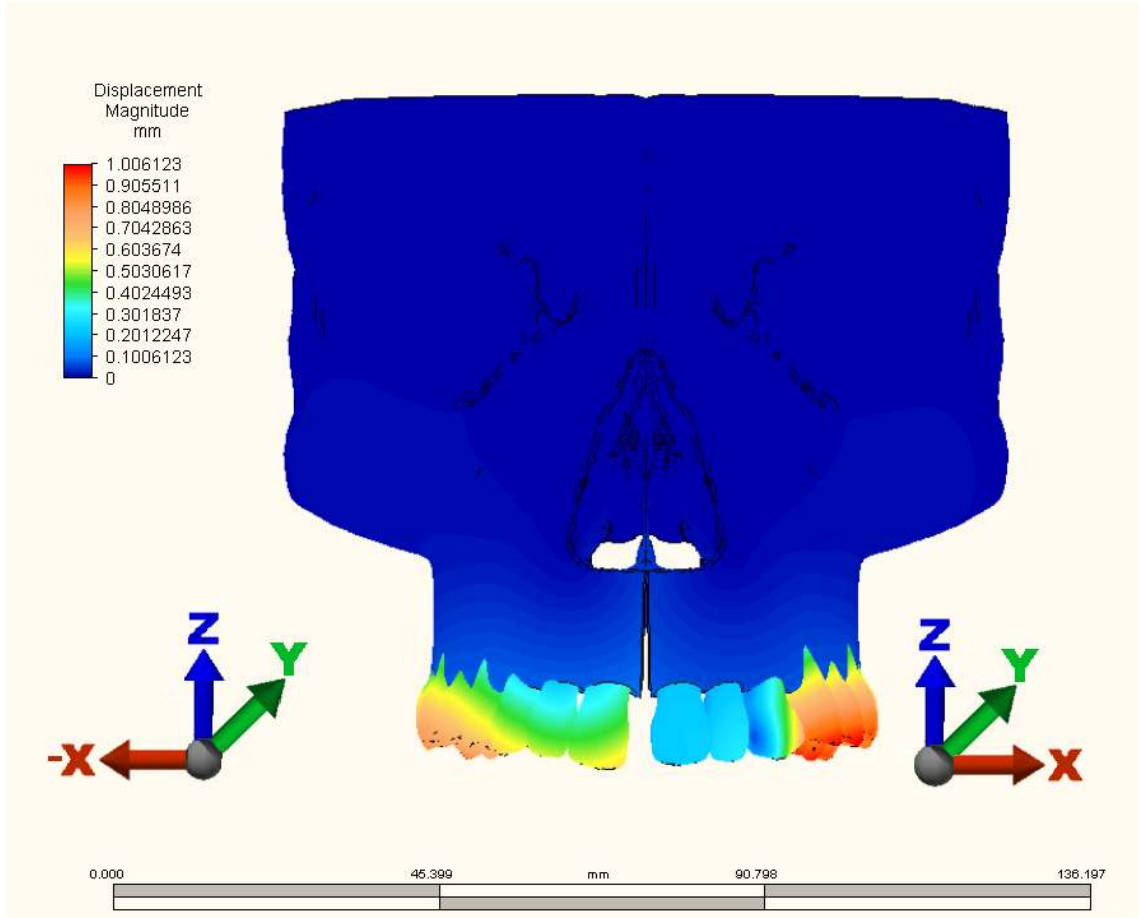
Şekil 33. Senaryo 2’de maksiller sinüslerdeki Von Mises gerilmeleri



Şekil 34. Senaryo 2’de apacey üzerindeki Von Mises gerilmeleri

4.3 Senaryo 3 Bulguları

Asimetrik M-RME apareyine uygulanan 5 mm genişletme sonucu diş kronlarında, köklerinde ve iskeletsel noktalarda meydana gelen yer değiştirme miktarları ve von Mises gerilmeleri Tablo 9, 10 ve 11’de verilmiştir. Yer değiştirmelerin değerlendirildiği düzlemler Şekil 35’de gösterilmiştir.



Şekil 35. Senaryo 3’te yer değiştirmelerin değerlendirildiği X, Y, Z düzlemleri. X düzleminde ‘+’ değerler sol ‘-’ değerler sağ hareketi göstermektedir. Y düzleminde ‘+’ değerler posterior, ‘-’ değerler anterior yönde hareketi göstermektedir. Z düzleminde ‘+’ değerler süperior, ‘-’ değerler inferior yönde hareketi göstermektedir.

Tablo 9. Senaryo 3’de diş kronlarında meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı

(B: Bukkal tüberköl, P:Palatinal tüberköl, MB: Mesiobukkal tüberköl, MP: Mesiopalatinal tüberköl)

	X sağ (mm)	X sol (mm)	Y sağ (mm)	Y sol (mm)	Z sağ (mm)	Z sol (mm)	Von Mises sağ (Mpa)	Von Mises sol (Mpa)
Santral	-0.52	0.14	-0.01	0.06	-0.24	-0.16	1.57	1.29
Lateral	-0.53	0.09	-0.08	0.20	-0.05	-0.16	4.39	2.95
Kanin	-0.60	0.35	-0.15	-0.09	0.09	-0.02	4.31	2.54
1.Premolar B	-0.65	0.94	-0.18	-0.21	0.18	0.19	7.94	3.38
1.Premolar P	-0.65	0.93	-0.15	-0.22	0.01	-0.05	9.65	11.53
2.Premolar B	-0.71	0.94	-0.20	-0.21	0.23	0.25	7.95	4.00
2. Premolar P	-0.72	0.95	-0.17	-0.23	-0.003	-0.06	19.68	14.99
1.Molar MB	-0.69	0.85	-0.19	-0.18	0.20	0.24	12.26	7.98
1.Molar MP	-0.74	0.90	-0.19	-0.22	-0.02	-0.07	19.33	14.54
2.Molar MB	-0.76	0.84	-0.19	-0.18	0.13	0.13	10.49	6.12
2.Molar MP	-0.78	0.87	-0.19	-0.22	-0.14	-0.22	6.73	3.65

Tablo 10. Senaryo 3’de diş köklerinde meydana gelen yer değiştirme ve von Mises dağılımı

(B: Bukkal kök, P:Palatinal kök, MB: Mesiobukkal kök, DB: Distobukkal kök)

	X sağ (mm)	X sol (mm)	Y sağ (mm)	Y sol (mm)	Z sağ (mm)	Z sol (mm)	Von Mises sağ (Mpa)	Von Mises sol(Mpa)
Santral	0.08	0.03	0.01	-0.05	-0.25	-0.14	11.57	3.13
Lateral	0.05	0.02	0.01	-0.05	-0.09	-0.11	5.70	5.45
Kanin	0.04	-0.03	0.02	0.04	0.001	-0.08	9.61	6.63
1.Premolar B	0.03	-0.06	0.02	0.02	0.11	0.09	8.26	10.48
1.Premolar P	0.15	-0.08	0.04	0.01	-0.02	-0.07	11.68	14.49
2.Premolar	0.04	-0.11	0.04	0.03	0.01	-0.04	2.84	5.42
1.Molar MB	-0.01	-0.03	0.04	0.06	0.17	0.17	4.72	6.13
1.Molar DB	-0.05	-0.02	0.03	0.06	0.17	0.18	5.05	4.75
1.Molar P	0.05	-0.12	0.08	0.06	-0.10	-0.14	6.40	9.86
2.Molar MB	-0.05	-0.01	0.02	0.03	0.03	0.03	2.31	0.90
2.Molar DB	-0.03	-0.06	0.03	0.03	-0.1	-0.11	4.25	9.47
2.Molar P	-0.02	-0.06	0.03	0.01	-0.27	-0.30	10.84	19.19

Tablo 11. Senaryo 3’de bazı iskeletsel noktalarda meydana gelen yer değıştirme ve von Mises dağılımı

	X sağ (mm)	X sol (mm)	Y sağ (mm)	Y sol (mm)	Z sağ (mm)	Z sol (mm)	Von Mises sağ (Mpa)	Von Mises sol (Mpa)
Frontonazal suture	0	0	0	0	0	0	0.81	0.81
Zigomatikomaksiller suture	-0.025	0.025	-0.005	-0.005	0.017	0.016	33.52	32.7
Lateral nazal duvar	-0.025	0.025	-0.004	-0.004	-0.010	-0.010	17.91	15.95
A noktası	-0.062	0.055	-0.006	-0.005	-0.046	-0.045	0.042	0.42
Anterior Nazal Spina	-0.006	0.006	-0.002	-0.002	-0.048	-0.048	29.65	28.11
Posterior Nazal Spina	-0.032	0.032	-0.019	-0.019	-0.034	-0.034	0.2	0.2
Medial Pterigoid Plak	-0.022	0.022	-0.007	-0.007	-0.008	-0.008	0.14	0.14
Lateral Pterigoid Plak	-0.012	0.012	-0.004	-0.004	-0.005	-0.005	0.30	0.31

4.3.1 Yer Değıştirme Bulguları (Senaryo 3)

Asimetrik M-RME apareyine ait toplam yer değıştirmeler Şekil 36’da, diş kronlarındaki yer değıştirmeler Tablo 9’da ve Şekil 37’de, diş köklerindeki yer değıştirmeler Tablo 10’da ve Şekil 37’de, iskeletsel noktalardaki yer değıştirmeler Tablo 11’de ve Şekil 38’de verilmiştir.

4.3.1.1 İskeletsel Noktalarda Yer Değıştirme Bulguları

Frontal düzlemden bakıldığında tabanı kesici dişler bölgesinde olan ters ‘V’ şeklinde bir genişleme görülmüştür. Okluzal düzlemden bakıldığında anteriorda daha fazla posteriorda daha az olacak şekilde yine ‘V’ şeklinde bir genişleme görülmüştür. Midpalatal sutureda posteriorda 0.064 mm, anteriorda 0.17 mm açılma görülmüştür. Frontonazal sutureda üç düzlemde de hareket gözlenmemiştir.

Transvers düzlemde iskeletsel noktalar arasında midpalatal suturedan sonraki en fazla lateral yönde hareket A noktasında (sağ -0.062,sol 0.055) görülmüştür. Lateral yönde en az hareket ise ANS’de(± 0.006) meydana gelmiştir.

Sagittal düzlemde genel olarak hareket miktarı çok az olmakla birlikte frontonazal suture hariç diğer iskeletsel noktalarda anterior yönde hareket meydana gelmiştir. En fazla anterior yönde hareket posterior alveoler kretelede görülmüştür.

Vertikal düzlemde A noktası (sağ -0.046 mm, sol -0.045) ve ANS (-0.48 mm) gibi medial yapılarda inferior yönde posterior alveoler kretele (0.032 mm) ve zigomatikomaksiller suture (0.016 mm) gibi lateral yapılarda süperior yönde hareket meydana gelmiştir.

4.3.1.2 Dişlerde Yer Değiştirme Bulguları

Transvers düzlemde sağ santral diş kronunda (-0.52 mm) sol santral diş kronundan (0.14) 4 kat daha fazla lateral hareket meydana gelmiştir. Sol posterior dişlerde özellikle premolarlar olmak üzere sağ posterior dişlerden daha fazla lateral hareket meydana gelmiştir. En fazla hareket sırasıyla sol ikinci premolar dişte (0.95 mm) ve sol birinci premolar dişte (0.94 mm) meydana gelmiştir. Lateral yönde hareket miktarı solda premolar dişlerden anteriora ve posteriora doğru azalmıştır. Sağda en fazla lateral yönde hareket ikinci molar dişte (0.79 mm) görülmüştür ve anteriora doğru hareket miktarı azalmıştır. En az lateral yönde hareket sol lateral dişte (0.09 mm) görülmüştür.

Transvers düzlemde sağda birinci molar dişin bukkal köklerinde ve ikinci molar dişin köklerinde lateral yönde diğer bütün köklerde medial yönde hareket meydana gelmiştir. Sol tarafta santral ve lateral diş köklerinde lateral yönde diğer bütün köklerde medial yönde hareket meydana gelmiştir. En fazla hareket sağ ikinci premolar diş kökünde (0.15 mm) medial yönde ve sol birinci molar dişin palatinal kökünde (-0.12 mm) medial yönde görülmüştür. En az hareket ise sağ birinci molar dişin mesiobukkal kökünde (-0.01) lateral yönde görülmüştür. Sol posterior diş köklerinde sağ posterior diş köklerinden daha fazla medial yönde hareket meydana gelmiştir. Bu durum sol posterior dişlerde daha fazla devrilme olduğunu göstermektedir.

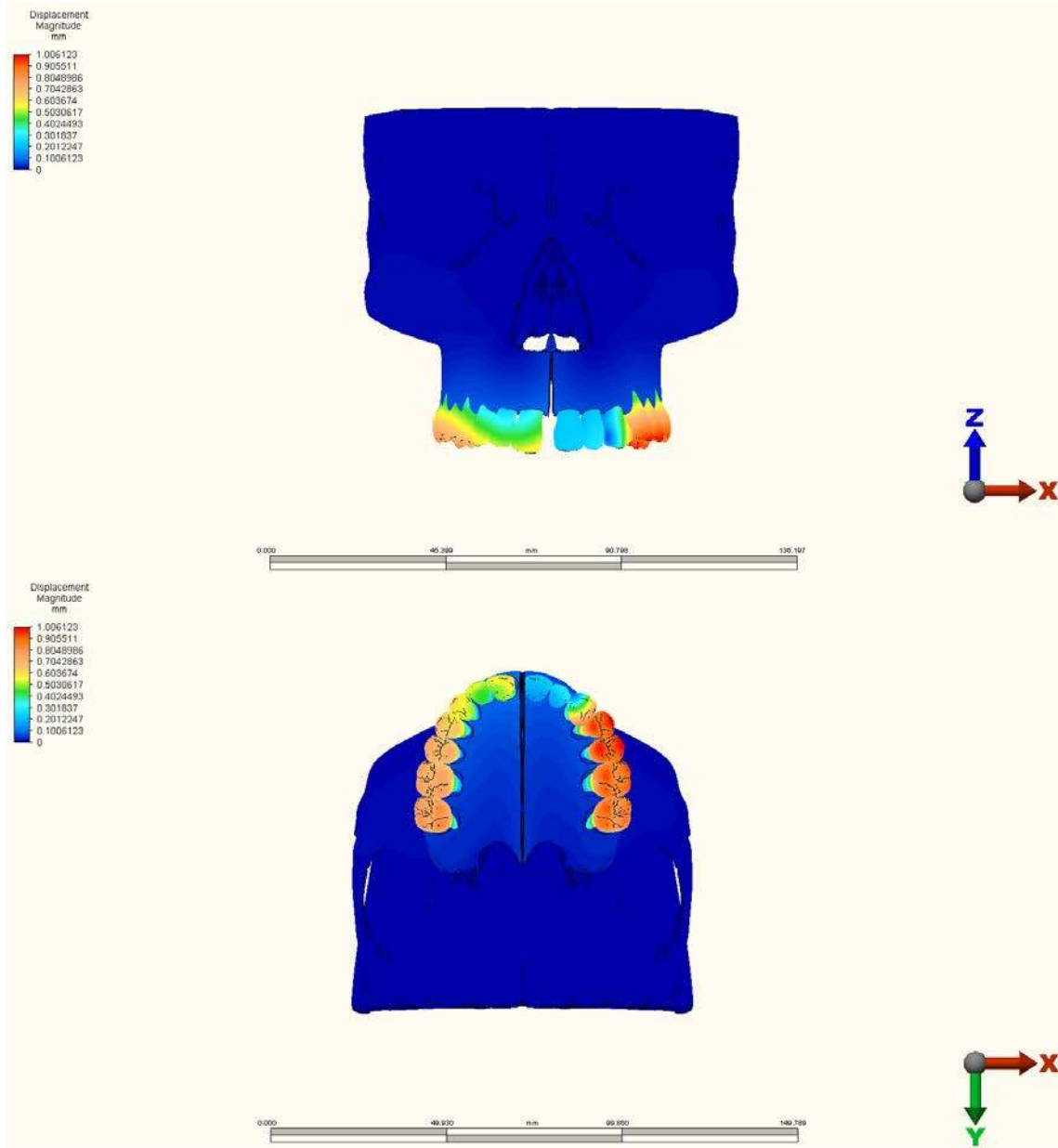
Sagittal düzlemde sağda bütün diş kronlarında anterior yönde, solda santral ve lateral diş kronlarında posterior yönde diğer diş kronlarında anterior yönde hareket meydana gelmiştir. Sol posterior dişler sağ posterior dişlerden daha fazla anterior yönde hareket etmiştir. Sol posterior dişlerin palatinal tüberkülleri bukkal tüberküllerinden daha fazla anterior yönde hareket etmiştir. Bu durum sol posterior dişlerin rotasyon yaparak anterior yönde hareket ettiğini göstermektedir. En fazla hareket sol ikinci premolar dişin

palatinal tüberkülünde (-0.23 mm), en az hareket sağ santral dişte (-0.01 mm) görülmüştür.

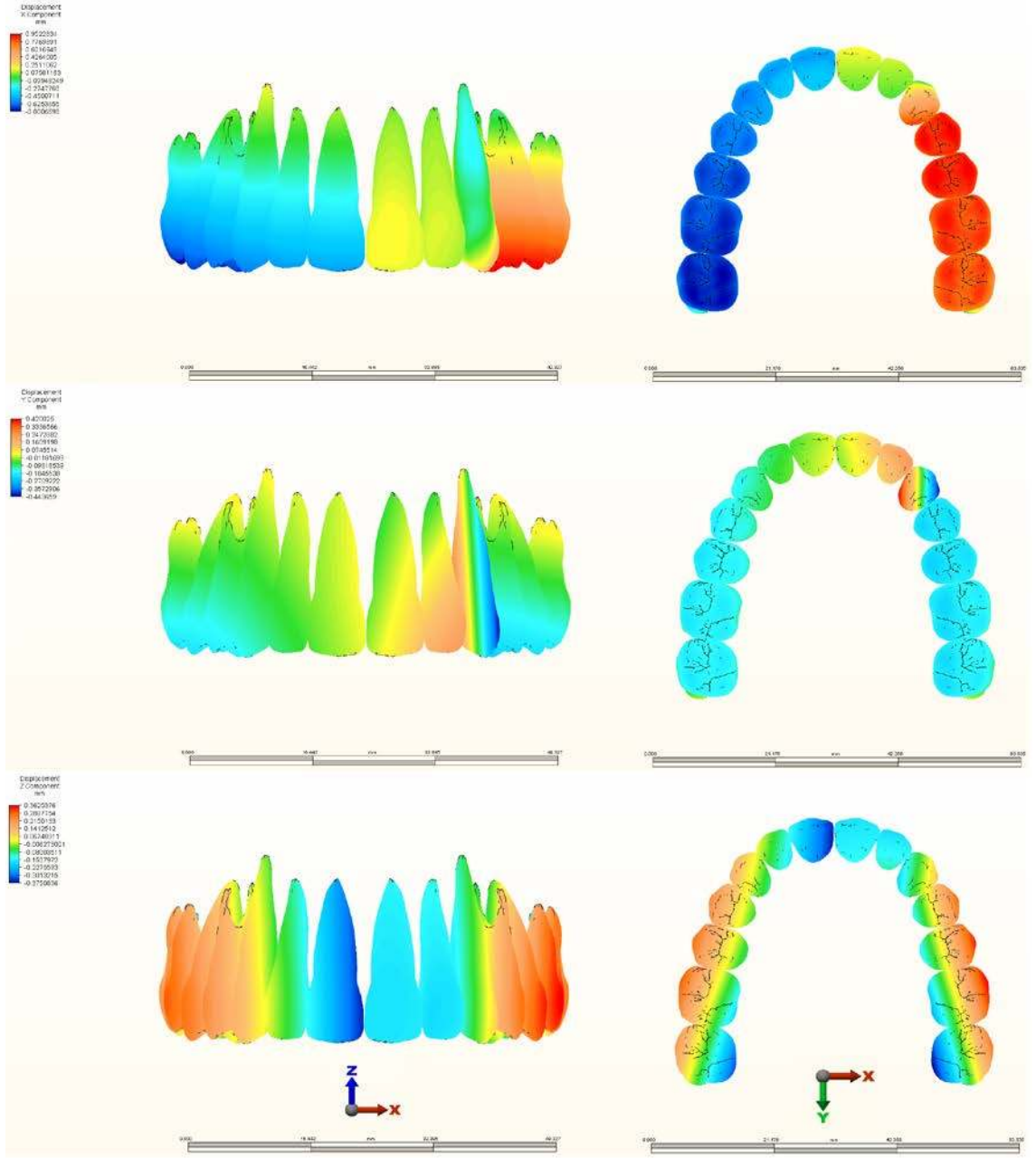
Sagittal düzlemde sağda bütün dişlerin köklerinde posterior yönde, solda santral ve lateral dişin kökünde anterior yönde diğer köklerde posterior yönde hareket meydana gelmiştir. En fazla hareket sağ birinci molar dişin palatinal kökünde (0.08 mm) ve sol birinci molar dişin palatinal kökünde (0.06 mm), en az hareket ise sol ikinci molar dişin palatinal kökünde (0.01 mm) görülmüştür.

Vertikal düzlemde sağda santral ve lateral dişlerin kronlarında inferior yönde, kanin dişte süperior yönde, posterior dişlerin palatinal tüberküllerinde inferior yönde bukkal tüberküllerinde süperior yönde hareket meydana gelmiştir. Solda santral lateral ve kanin diş kronlarında inferior yönde, posterior dişlerin palatinal tüberküllerinde inferior yönde bukkal tüberküllerinde süperior yönde hareket meydana gelmiştir. Bu durum posterior dişlerin bukkale devrildiğini göstermektedir. Sağ santral dişte (-0.24 mm) sol santral diştan (-0.16 mm) daha fazla inferior hareket görülmüştür. En fazla hareket sol ikinci premolar dişin bukkal tüberkülünde (-0.24 mm), en az hareket ise sağ ikinci premolar dişin palatinal tüberkülünde (-0.003 mm) görülmüştür.

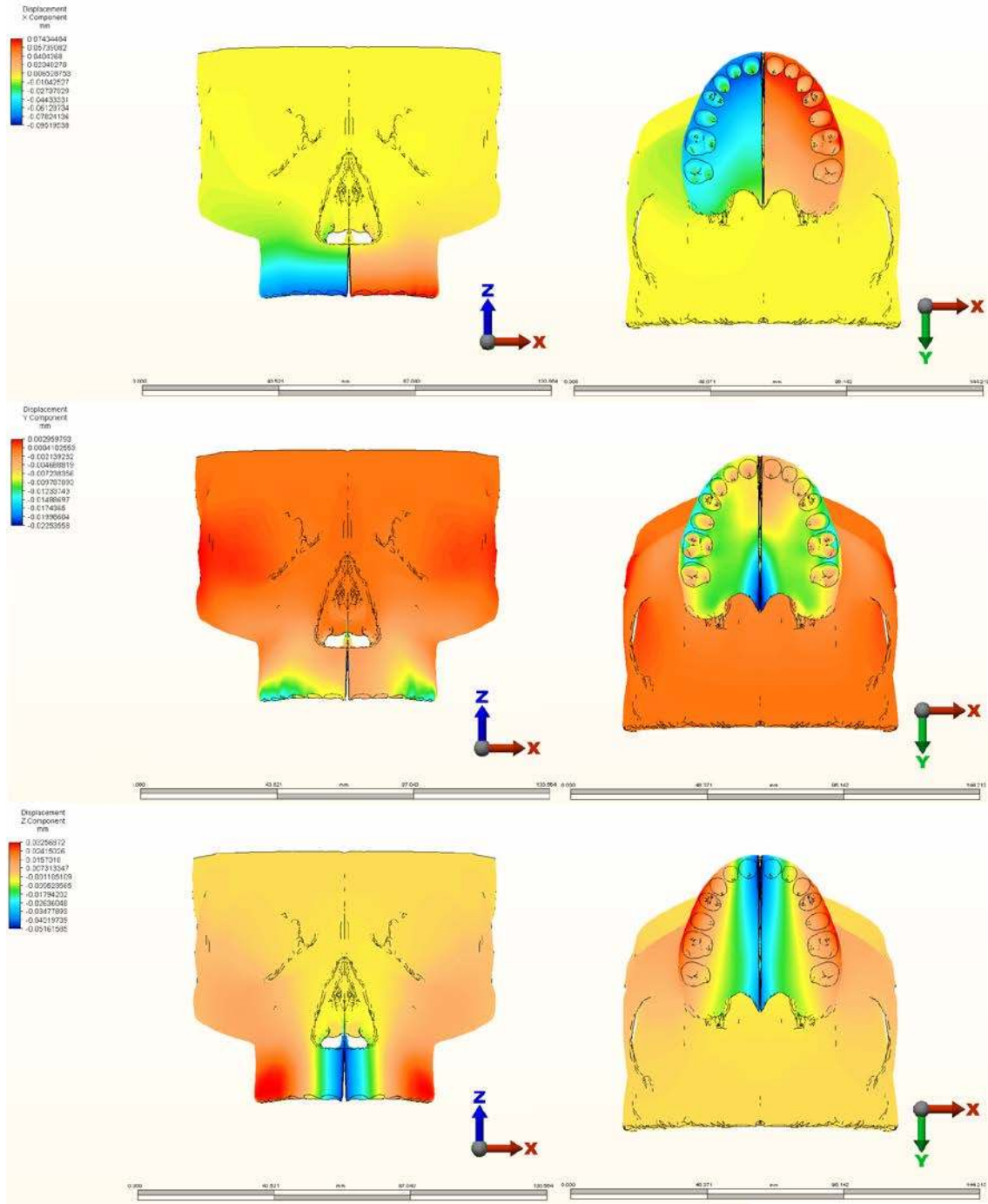
Vertikal düzlemde premolar ve molar dişlerin bukkal köklerinde süperior yönde, diğer köklerde genel olarak inferior yönde hareket meydana gelmiştir. En fazla hareket sol ikinci molar dişin palatinal kökünde (-0.3 mm), en az hareket sağ ikinci premolar diş kökünde (-0.005 mm) görülmüştür.



Şekil 36. Senaryo 3'te oluşan toplam yer değiştirme dağılımı



Şekil 37. Senaryo 3'te dişlerde meydana gelen yer değiştirme dağılımı



Şekil 38. Senaryo 3'te kraniyofasiyal yapılarıdaki yer değiştirme dağılımı

4.3.2 Von Mises Gerilme Bulguları (Senaryo 3)

Asimetrik M-RME apareyine ait diş kronlarındaki Von Mises gerilmeleri Tablo 9'da ve Şekil 39'da, diş köklerindeki Von Mises gerilmeleri Tablo 10'da ve Şekil 39'da, iskeletsel noktadaki Von Mises gerilmeleri Tablo 11'de ve Şekil 40'da maksiller

sinüslerdeki Von Mises gerilmeleri Şekil 41’de ve aparey üzerindeki Von Mises gerilmeleri Şekil 42’de verilmiştir.

4.3.2.1 İskeletsel Noktalarda Von Mises Gerilme Bulguları

Frontal düzlemden bakıldığında zigomatikomaksiller sütür bölgesinde, posterior alveoler kretlerin bukkalinde, burun tabanında ve lateral duvarında yüksek Von Mises gerilmeleri meydana gelmiştir. Sağ alveoler kretlerde sola göre anteriorda da yoğun gerilme alanları görülmüştür. En yüksek Von mises gerilmesi sağ zigomatikomaksiller süturda (33.52 MPa) meydana gelmiştir. Sol zigomatikomaksiller süturda 32.70 MPa, sol birinci molar dişin bukkalindeki alveoler kemikte 29.42 MPa, sağ birinci molar dişin bukkalindeki alveoler kemikte ise 26.09 MPa, sağ orbitanın lateral duvarında 5.42 MPa, sol orbitanın lateral duvarında 5.19 MPa Von Mises gerilmesi görülürken zigomatikofrontal süturun superiorunda gerilmeler azalarak supraorbital hatta 0’a düşmektedir. Frontal düzlemde en düşük Von Mises gerilmelerinden biri de A noktasında (0.42 MPa) meydana gelmiştir.

Okluzal düzlemden bakıldığında palatinal bölgede sol santral ve lateral diş çevresi ve tüberler hariç yüksek Von Mises gerilmeleri meydana gelmiştir. İkinci molar dişin posteriorunda azalarak tüber bölgesinde sifıra yaklaşmıştır. En düşük Von Mises gerilmesi posterior nazal spinada (0.01 MPa) meydana gelmiştir.

Sağ maksiller sinüste sol maksiller sinüsten daha fazla Von Mises gerilmesi meydana gelmiştir. En yüksek gerilme sağ maksiller sinüsün distal kısmında (5.70 MPa) görülürken, en düşük gerilme sol maksiller sinüsün süperomedial kısmında (2.18 MPa) görülmüştür.

4.3.2.2 Dişlerde Von Mises Gerilme Bulguları

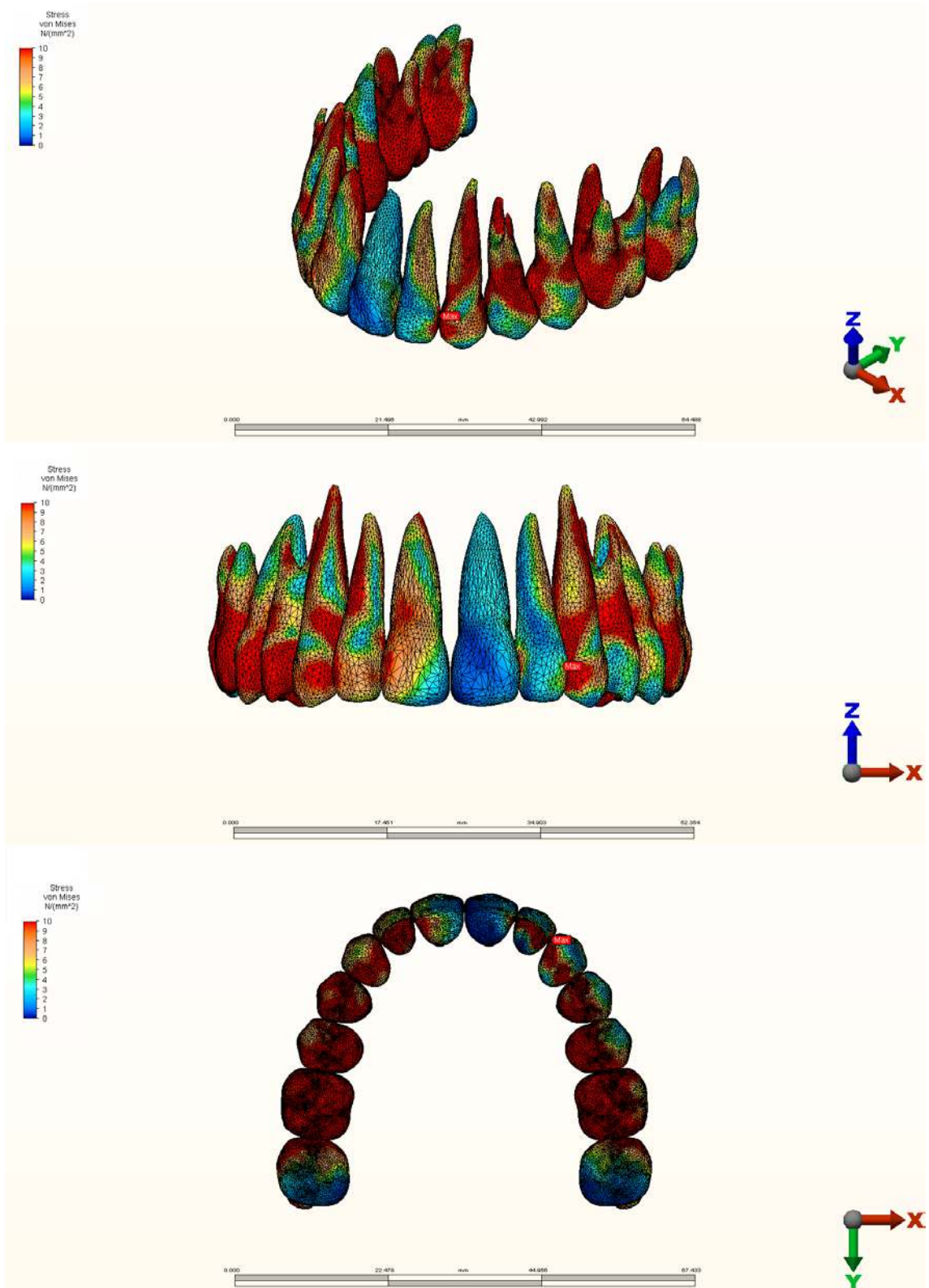
Premolar dişlerin ve birinci molar dişin palatinal tüberküllerinde yüksek Von Mises gerilmeleri görülürken en yüksek gerilme sağ birinci molar dişin distopalatal tüberkülünde (26.15 MPa) görülmüştür. Sağ tarafta sol taraftan daha yüksek gerilmeler oluşmuştur. Dişlerdeki Von Mises gerilmeleri anteriora doğru giderek azalmaktadır.

Diş köklerindeki Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde palatinal köklerde bukkal köklerden daha yüksek gerilmeler meydana gelirken en yüksek gerilme sol ikinci molar dişin palatinal kökünde (19.19 MPa), daha sonra sağ santral diş kökünde (11.57

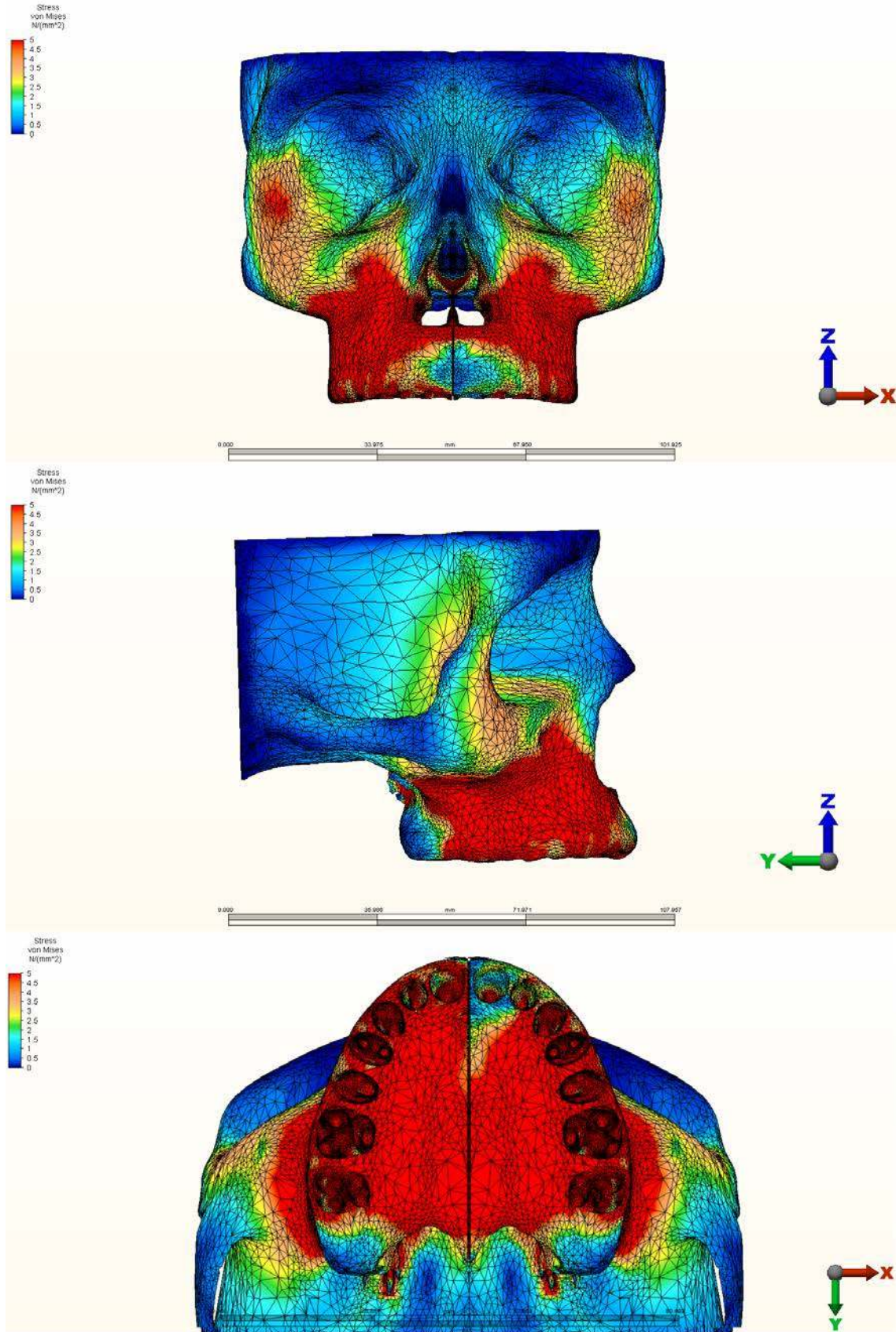
MPa), meydana gelmiştir. En düşük gerilme ise yine sol ikinci molar dişin mesiobukkal kökünde (0.90 MPa) meydana gelmiştir.

Tüm modeldeki en büyük Von Mises gerilmesi apareyin sağ anterior kolu üzerinde (2514.48 MPa) görülmüştür.

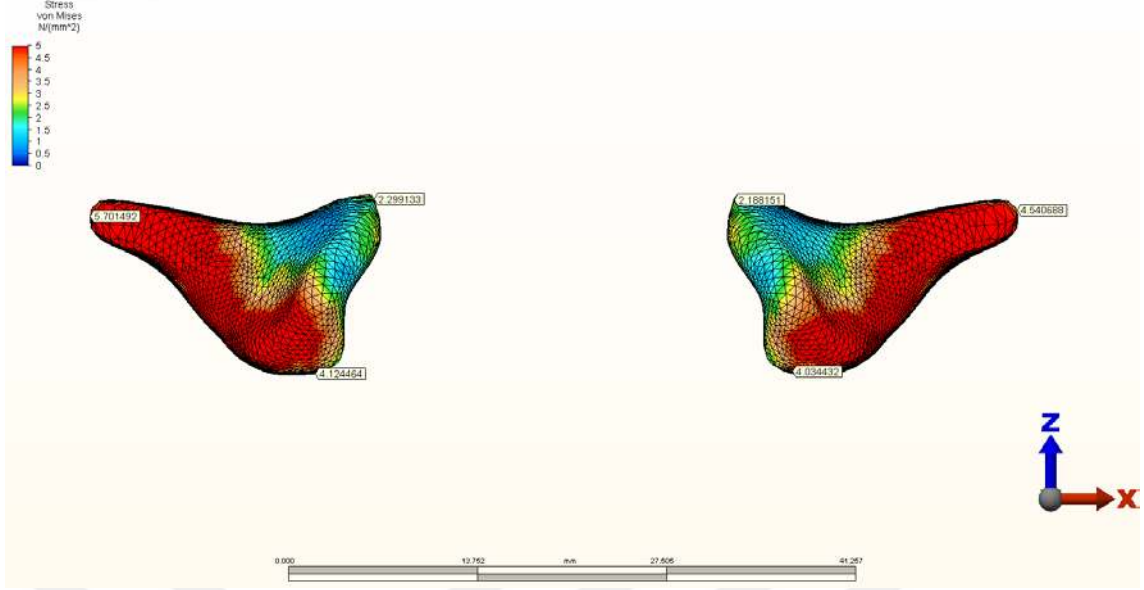




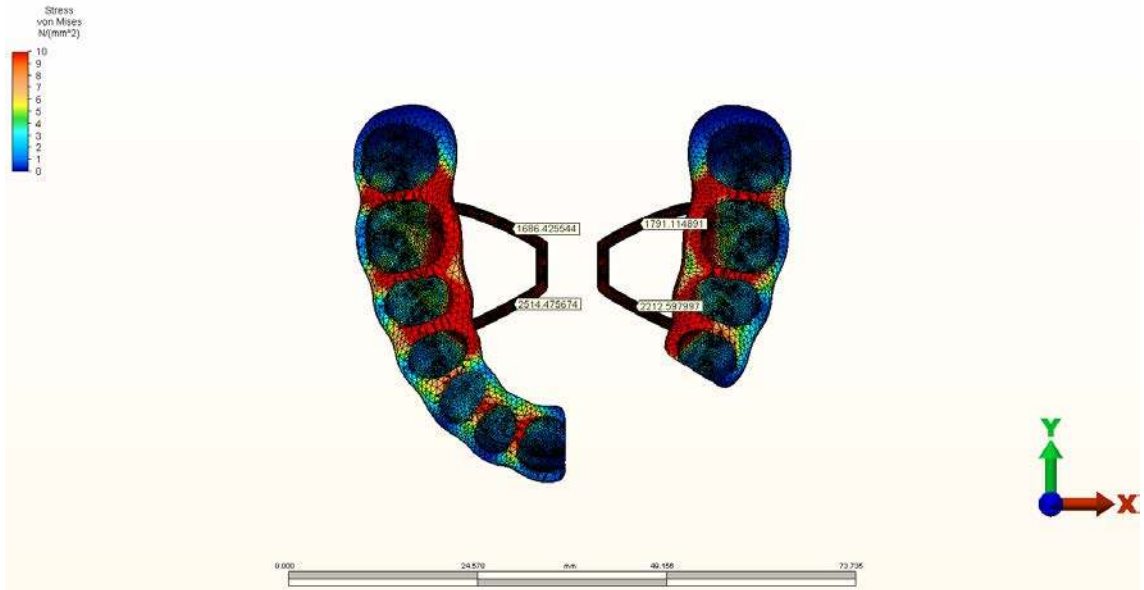
Şekil 39. Senaryo 3'te dişlerdeki Von Mises gerilme dağılımı



Şekil 40. Senaryo 3'te kraniyofasiyal yapılarıdaki Von Mises gerilme dağılımı



Şekil 41. Senaryo 3'te maksiller sinüslerdeki Von Mises gerilmeleri



Şekil 42. Senaryo 3'te aparey üzerindeki Von Mises gerilmeleri

4.4 Karşılaştırmalı Bulgular

Senaryolar birbiriyle ve senaryo 3 kendi içinde sağ-sol olarak karşılaştırılmıştır.

4.4.1 Karşılaştırmalı Yer Değiştirme Bulguları

4.4.1.1 İskeletsel Noktalarda Karşılaştırmalı Yer Değiştirme Bulguları

Her üç senaryoda da frontal düzlemden bakıldığında ‘V’ şeklinde genişleme meydana gelmiştir. Midpalatal suture anteriorunda senaryo 1’de (0.15 mm), senaryo 2 (0.17 mm) ve senaryo 3’e (0.17 mm) göre daha az genişleme meydana gelmiştir.

A noktasında en fazla lateral yönde hareket miktarı senaryo 2’de (0.065 mm), daha sonra senaryo 3’te (sağ -0.062 mm, sol 0.055 mm), en az hareket ise senaryo 1’de (0.05 mm) görülmüştür.

Burun lateral duvarının inferiorundaki lateral hareket miktarı çok az fark olmak üzere sırayla senaryo 2 (0.026 mm), senaryo 3 (0.025 mm), senaryo 1 (0.024) şeklindedir. Senaryo 3’te burun lateral duvarındaki genişleme miktarında sağ ve solda eşittir.

Zigomatikomaksiller sutureda senaryo 2’de (0.026 mm) senaryo 1 ve senaryo 3’ten (0.025 mm) daha fazla lateral hareket görülmüştür. Senaryo 3’te zigomatikomaksiller suturedaki genişleme sağ ve solda eşittir.

ANS’de senaryo 2’de (0.007 mm) senaryo 1 ve senaryo 3’ten (0.006mm) daha fazla lateral hareket görülmüştür. Senaryo 3’te ANS’deki genişleme sağ ve solda eşittir.

PNS’de senaryo 2’de (0.036 mm) senaryo 1 (0.031 mm) ve senaryo 3’ten (0.032mm) daha fazla lateral hareket görülmüştür. Senaryo 3’te PNS’deki genişleme sağ ve solda eşittir.

Medial ve lateral pterigoid plaklarda senaryo 2’de (0.023 mm, 0.013 mm) senaryo 1 (0.022 mm, 0.013 mm) ve senaryo 3’ten (0.022mm, 0.012) daha fazla lateral hareket görülmüştür. Senaryo 3’te pterigoid plaklardaki genişleme sağ ve solda eşittir.

Sagittal düzlemde 3 senaryoda da hareket miktarı çok azdır. Senaryo 3’te sadece A noktasında sağ (-0.006) soldan (-0.005) daha fazla anterior yönde hareket ederken, diğer tüm noktalarda sağ ve solda hareket miktarı eşittir.

Vertikal düzlemde çok az farklarla senaryo 2 deki hareket miktarları daha fazladır. 3 senaryoda da zigomatikomaksiller suture süperior yönde diğer noktalar inferior yönde hareket etmiştir. Senaryo 3’te; sağ zigomatikomaksiller suture (0.017 mm) soldan (0.016

mm) daha fazla süperior yönde, sağda A noktası (-0.046 mm) soldan (-0.045) daha fazla inferior yönde hareket etmiştir.

4.4.1.2 Dişlerde Karşılaştırmalı Yer Değiştirme Bulguları

Santral kesici kronlarında transvers düzlemdeki en fazla lateral hareket senaryo 2'de (1.16 mm) daha sonra senaryo 3'te (0.66 mm) ve en az senaryo 1'de (0.36 mm) görülmüştür. Senaryo 3'te sağ santral kesicide (0.52 mm) sol santralin (0.14 mm) yaklaşık 4 katı kadar lateral hareket görülmüştür.

Kesici dişlerde transvers düzlemdeki lateral hareket miktarı senaryo 2'de senaryo 1 ve 3'ten daha fazladır. Senaryo 3'te sağ kesicilerdeki lateral hareket miktarı sol kesicilerdeki lateral hareket miktarından daha fazladır.

Premolar ve molar dişlerde transvers düzlemdeki lateral hareket miktarı senaryo 1 de senaryo 2 ve 3'ten daha fazladır. Senaryo 3'te sol molar ve premolar dişlerdeki lateral hareket miktarı sağ molar ve premolar dişlerden daha fazladır.

Transvers düzlemde simetriği ile arasında en fazla ark genişliği artışı sırasıyla; senaryo 1'de birinci premolar kronları arasında (1.92 mm), senaryo 3'te ikinci premolar kronları (1.67 mm) arasında, senaryo 2'e ikinci premolar kronları arasında (1.42 mm), görülmüştür.

Transvers düzlemde kesici köklerinde senaryo 1'de lateral yönde hareket meydana gelirken senaryo 2'de medial yönde hareket meydana gelmiştir. Senaryo 3'te sadece sol kanin kökünde medial diğer kesici köklerinde lateral yönde hareket meydana gelmiştir.

Transvers düzlemde molar ve premolar köklerinde senaryo 1'de senaryo 2'den daha fazla medial yönde hareket meydana gelmiştir. Senaryo 3 te genel olarak sol premolar ve molar köklerinde sağ taraftan daha fazla medial yönde hareket meydana gelmiştir.

Sagittal düzlemde senaryo 1'de molar ve premolarların palatinal tüberkülleri bukkal tüberküllere göre daha fazla anterior yönde hareket etmiştir yani dişler rotasyonlu olarak anteriora hareket etmiştir. Senaryo 2'de bukkal ve palatinal tüberküller arasında belirgin fark görülmemiştir. Senaryo 3'te sol molar ve premolarlar rotasyonlu olarak anteriora doğru hareket ederken sağ tarafta belirgin rotasyon görülmemiştir.

Vertikal düzlemde senaryo 1'de premolar ve molar dişlerin bukkal tüberkülleri süperior yönde palatinal tüberkülleri inferior yönde hareket etmiştir yani dişlerde bukkale devrilme görülmüştür. Senaryo 2'de senaryo1'den daha az devrilme görülmüştür. Senaryo 3'te sol dişlerde sağ dişlerden daha fazla devrilme meydana gelmiştir.

4.4.2 Karşılaştırmalı Von Mises Gerilme Bulguları

4.4.2.1 İskeletsel Noktalarda Karşılaştırmalı Von Mises Gerilme Bulguları

Üç senaryoda da en yüksek Von Mises gerilmesi zigomatikomaksiller suturen inferiorunda meydana gelmiştir. Senaryo 1’de (29.72 MPa), senaryo 2 (32.69 MPa) ve senaryo 3’ten daha az gerilme meydana gelirken senaryo 3’te sağda (33.52 MPa) soldan (32.70 MPa) daha fazla gerilme meydana gelmiştir.

ANS’de en fazla gerilme senaryo 2’de (30.70 MPa), en az gerilme senaryo 1’de meydana gelmiştir. Senaryo 3’te sağda (29.65 MPa) soldan (28.11 MPa) daha fazla gerilme meydana gelmiştir.

Senaryo 1’de birinci molar dişin bukkal alveoler kretinde (28.87 MPa) senaryo 2’den (25.85 MPa) daha fazla gerilme meydana gelmiştir. Senaryo 3’te solda (29.42 MPa) sağdan (26.09 MPa) daha fazla gerilme meydana gelmiştir.

Burun lateral duvarının inferiorunda en fazla gerilme senaryo 2’de (18.84 MPa) en az gerilme senaryo 1’de (12.04 MPa) meydana gelmiştir. Senaryo 3’te sağda (17.91 MPa) soldan (15.95 MPa) daha fazla gerilme meydana gelmiştir.

Orbita lateral duvarında en fazla gerilme senaryo 2’de (5.77 MPa) en az gerilme senaryo 3’de solda (5.19 MPa) meydana gelmiştir. Senaryo 3’te sağda (5.42 MPa) soldan (5.19 MPa) daha fazla gerilme meydana gelmiştir.

A noktasında Senaryo 1’de (0.58 MPa) senaryo 2 ve 3’ten (0.42 MPa) daha fazla gerilme meydana gelmiştir. Senaryo 3’te A noktasının sağında ve solunda eşit gerilme miktarı görülmüştür.

Frontonazal sutureda senaryo 2’de (0.88 MPa) senaryo 1 (0.82 MPa) ve senaryo 3’ten (0.81 MPa) daha fazla gerilme meydana gelmiştir.

Okluzal düzlemde bakıldığında senaryo 2’de daha geniş alanda yoğun gerilme alanları bulunurken senaryo 1’de diğerlerine göre daha küçük alanda yoğun gerilmeler görülmüştür. Üç senaryoda da lateral pterigoid plaklarda medialden daha fazla gerilme meydana gelmiştir. Senaryolar arasında belirgin bir gerilme farkı görülmemiştir. Senaryo 1 ve 2 de en düşük gerilme PNS’de (0.1 MPa) meydana gelmiştir. Senaryo 3’te PNS de 0.2 MPa gerilme meydana gelmiştir.

Maxiller sinüslerde en yüksek gerilme senaryo 2 de meydana gelmiştir. Senaryo 3 te sağ maksiller sinüste soldan daha fazla gerilme görülmüştür.

4.4.2.2 Dişlerde Karşılaştırmalı Von Mises Gerilme Bulguları

Üç senaryoda da en yüksek gerilmeler premolar dişlerin ve birinci molar dişin palatinal tüberküllerinde meydana gelmiştir. Senaryoların üçünde de premolar ve molar dişlerin palatinal tüberküllerinde bukkal tüberküllerinden daha fazla gerilme meydana gelmiştir.

Senaryo 2’de birinci premolar dişin palatinal tüberkülü hariç tüm dişlerde diğer senaryolardan daha fazla gerilme meydana gelmiştir. Senaryo 3’te de birinci premolar dişin palatinal tüberkülü hariç tüm dişlerde sağ tarafta soldan daha fazla gerilme meydana gelmiştir. Birinci premolar dişin palatinal tüberkülünde en yüksek gerilme senaryo 1 de meydana gelmiştir.

Diş köklerindeki Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde üç senaryoda da en yüksek Von Mises gerilmesi ikinci molar dişin palatinal kökünde görülmüştür. Kesici dişlerin köklerinde en yüksek gerilme senaryo 2’de görülürken premolar ve molar dişlerin köklerinde en yüksek gerilmeler senaryo 1’de meydana gelmiştir. Senaryo 3’te sağ kesici köklerinde soldan daha fazla gerilme meydana gelirken premolar ve molar köklerinde sol tarafta sağdan daha fazla gerilme meydana gelmiştir.

5 TARTIŞMA

Posterior çapraz kapanışla sonuçlanan transvers maksiller gelişim yetersizliği kraniyofasiyal sistemde görülen en yaygın malokluzyonlardan biridir. Transvers yöndeki gelişim yetersizliği dişsel ve/veya iskeletsel olabilir ve bunun sonucunda tek veya çift taraflı çapraz kapanış oluşabilir (73).

Dişlerin apikal kemik kaidesi yeterli ve sadece dişsel bir darlık varsa diş kavsinin genişletilmesi yeterlidir. Apikal kemik kaidesi yeterli değil ve bununla birlikte dişlerin kronlarında bukkal yönde devrilme yani kompenzasyon mevcutsa midpalatal süturun açılması ve apikal kaidenin genişletilmesi gerekir. Hızlı maksiller genişletme tedavisinde midpalatal sütur açılarak maksimum iskeletsel minimum dişsel etki hedeflenmektedir (2, 14).

Hızlı maksiller genişletme genellikle ortodontide, çapraz kapanış tedavisinde, dudak damak yarıklı hastalarda, maksiller süturların mobilizasyonunda, nazal rezistansın azaltılmasında, gülümseme arkının genişletilmesinde ve ark boyunun artırılmasında kullanılmaktadır (130). Angell ilk kez 1860 yılında vidalı bir aparey kullanarak hızlı maksiller genişletmeyi tanımlamıştır (52). Geçen 150 yılı aşkın sürede birçok farklı genişletme apareyi kullanılmıştır. Günümüze kadar bu apareyin ve modifikasyonlarının iskeletsel ve dental etkileri, çeşitli klinik ve hayvan çalışmalarıyla araştırılmıştır (14, 73, 131-134).

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometriye sahip cisimlerin şeklinin ve fiziksel özelliklerinin bilgisayar ortamında simüle edildiği matematiksel bir yöntemdir. Günümüzde ortodontide çeşitli biyomekanik problemleri çözmek için sonlu elemanlar analizi güçlü bir araştırma aracı olarak kullanılmaktadır (92, 93). Bu yönteminin sağlık alanında en önemli avantajlarından biri, hayvanları veya insanları denek olarak kullanmadan farklı tedavi yaklaşımlarını simüle etme ve tedavi sonuçlarını inceleyebilme olasılığıdır (135, 136). Sonlu elemanlar analizi ile diş, alveoler kemik, periodontal ligament ve kraniyofasiyal kemikler simüle edilebilir. Bu yapıların malzeme özellikleri oral ortama uygun şekilde atanabilir, klinik olarak uygulanan ortodontik kuvvet ve yöntemler taklit edilebilir ve kraniyofasiyal sistemin herhangi bir noktasında oluşan stres ve yer değiştirme miktarı teorik olarak ölçülebilir (93).

Literatürde hızlı maksiller genişletmenin dişler ve kraniyofasiyal kemikler üzerindeki etkilerinin sonlu elemanlar yöntemiyle analiz edildiği birçok çalışma vardır (92, 93, 124, 126, 127, 129, 137, 138). Ancak bu çalışmalardan hiç birinde asimetrik M-RME apareyi ile yapılan genişletmenin kraniyofasiyal sistemdeki etkisi değerlendirilmemiş, F-RME ve G-RME apareyleriyle yapılan genişletmelerin karşılaştırılması yapılmamıştır. Bu çalışma asimetrik M-RME, F-RME, G-RME apareylerinin kraniyofasiyal sistemdeki etkilerini sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmalı olarak incelemeyi amaçlamıştır.

Hızlı maksiller genişletmede aparey seçiminde darlığın tipi ve miktarı, hastanın yaşı ve kooperasyonu, hastanın iskeletsel patterni ve ankraj gereksinimi, apareyin yapım aşamasının kolay olması, oluşturacağı etki, hasta konforunun iyi olması ve çevre dokularda enflamasyon oluşturmaması gibi faktörler göz önüne alınmaktadır (19, 42). Aparey seçimi, tedavinin başarısında bir etkindir. Hekim tarafından bu apareyler arasındaki farkların ve apareylerin etki mekanizmalarının bilinmesi gerekmektedir (139).

Günümüze kadar genişletme için birçok sabit ve hareketli aparey tipi geliştirilmiştir (1). Sabit olanlar daha az hasta kooperasyonu gerektirir ve daha güvenilirdir. Hareketli apareyler yavaş genişletme apareyleridir ve transvers uyumsuzluğun 4 mm den küçük olduğu durumlarda tercih edilmelidir (140).

Sabit genişletme apareyleri, yaylı (spring loaded) ve vidalı (non-spring loaded) sistemler veya banded ve bonded apareyler olarak sınıflandırılabilir (141). Vidalı-banded genişletme apareyleri olan Hyrax ve Haas apareylerinin genişletme sırasında birçok yan etkisi bildirilmektedir. Bu yan etkiler; maksillanın anterior ve inferior hareketi, alveoler devrilme, maksiller posterior dişlerde tipping ve ekstrüzyon, kök rezorpsiyonu, mandibulanın saat yönü rotasyonu ve Haas apareyinde ek olarak damak kısmındaki akriliğin mukozal yaralanmaya sebep olması olarak sıralanmaktadır (141). Bu dezavantajlara rağmen günümüzde en sık kullanılan hızlı maksiller genişletme apareyi Hyrax apareyidir (75).

Banded ve bonded hızlı maksiller genişletme apareylerinin kıyaslandığı bir çalışmada banded grupta molar dişlerin bukkale devrilmesi ve overbite miktarının azalması daha fazla bulunmuş ve daha az iskeletsel etki elde edildiği bildirilmiştir (142). Bonded apareylerin okluzal ısıрма düzlemlerinin, genişlemeye karşı direnç gösteren

ısıрма kuvvetlerinin azaltılması ile temporomandibular eklemlerde oluşabilecek mikro travmaların ve kök rezorbsiyonlarının azalmasına katkı sağlayacağı belirtilmiş ve hızlı maksiller genişletme sırasında vertikal kontrolü sağladığı rapor edilmiştir (83).

Hızlı maksiller genişletmede iskeletsel etki miktarını artıran transpalatal distraktörler ve mini vida destekli hızlı üst çene genişletme apareyleri de (MARPE) kullanılmaktadır. Transpalatal distraktörler, diğer apareylere göre dişlerdeki bukkale devrilme oranını en aza indirmektedir (143). Bu distraktörlerin en büyük dezavantajı yerleştirilmesi ve çıkarılması sırasında iki cerrahi işlem gerektirmesidir. Mini vidalar ise ortodontistler tarafından yerleştirilebilmektedir. Mini vida destekli Hyrax apareylerinin de en büyük avantajı dişsel yan etkilerin en az olmasıdır (144).

Üşümez ve ark. bonded modifiye akrilik RME apareyinin etkilerini inceledikleri prospektif çalışmalarında, hyrax vidasının kolları ankraj dişlerle temasta olacak şekilde kıvrılmıştır ve akrilik rezin, tüm dişlerin oklüzal ve labial yüzeyini ve palatal mukozayı kaplamıştır. Kolların akriliğin içerisinde iskelet görevi görerek apareyin rijiditesini arttırdığı bildirilmiştir (99).

Sarı ve ark. hızlı maksiller genişletmenin süt dişlenme döneminde mi yoksa karma dişlenme döneminde mi uygulanmasının daha etkili olacağını araştırdıkları klinik çalışmada bonded modifiye akrilik RME uygulamışlardır. Kalınlığı istirahat aralığıyla uyumlu olan akrilik tüm dişleri kaplayacak şekilde tasarlanmıştır (145).

Tüm bu genişletme apareyleri gerçek tek taraflı çapraz kapanış vakalarında çapraz kapanış olmayan tarafta bukkal nonokluzyona neden olmaktadır. Bu durumun düzeltilmesi tedavi süresinin uzamasına sebep olmaktadır (146). Çapraz kapanış olmayan tarafta bukkal nonokluzyon oluşmasını engellenmek için genişletme apareyi ile birlikte çapraz kapanış olmayan tarafta ters çapraz elastik uygulaması önerilmektedir. Ek olarak mandibular posterior dişlerde bukkale devrilme olmaması için lingual ark uygulanmalıdır (9).

Literatürde bazı yazarlar tek taraflı genişleme sağlamak için çapraz kapanış olmayan tarafta mandibulanın ankrajını güçlendiren çeşitli apareyler tasarlamıştır (9, 16, 146). Marshall ve ark. çapraz kapanış olmayan tarafta mandibulaya uzanan akrilik oklüzal blok ile mandibula tarafından desteklenen bir aparey önermektedir (9).

İleri ve Başçiftçi çapraz kapanış olmayan tarafta kilitli bir mekanizma içeren diş ve doku destekli asimetrik hızlı maksiller genişletme (ARME) apareyi tasarlamıştır. Bu apareyin akrilik kısmı palatinal bölgeyi ve tüm dişleri kapsarken çarpaz kapanış olmayan tarafta mandibular posterior dişlerin bukkal ve lingualine uzanan akrilik parçalar içermektedir. Yazarlar ARME apareyi ile tatmin edici tek taraflı genişleme elde edildiğini bildirmektedir (16).

Yavan ve ark. ARME apareyini modifiye ederek mandibular posterior dişlerin sadece linguline uzanan bir akrilik parçası ile ve sadece diş destekli olarak kullanmıştır. Modifiye ARME ile yapılan hızlı maksiller genişletmede İleri ve Başçiftçinin aksine çapraz kapanış olan ve olmayan taraflar arasında anlamlı bir farkı bulunmadığı bildirilmiştir. Bu sonuç modifiye ARME apareyinin, ARME apareyi kadar rijit olmamasına bağlanmıştır (147).

Toroğlu ve ark. çapraz kapanış tarafında 2 heliksten oluşan en ön dişlere kadar uzanan quad heliks apareyi kullanmışlardır. Çapraz kapanış olmayan tarafta ise birinci molar ve birinci premolar arasında dikey olarak uzanan bir büküm yapılmış ve mandibular birinci molar ve premolar dişlere adapte edilmiştir. AMEX isimli genişletme apareyinin hastalar tarafından iyi tolere edildiği ve başarılı bir şekilde tek taraflı genişleme sağlandığı rapor edilmiştir (146).

Timms'e göre orta hat sapması mevcut olan hastalarda maksiller genişletmeden sonra oluşan dental nüks, uygun bir retansiyon planı ile orta hat sapmasının düzeltilmesi için kullanılmalıdır (19). Bu düzelme retansiyon sürecinde trasseptal lifler tarafından oluşan fizyolojik kuvvetlerle sağlanmaktadır. Alcan ve ark. çalışmalarında orta hat sapmasının tersi tarafta RME apareyinin akriliğini santral dişlere kadar uzatmış böylece retansiyon sürecinde akrilik içerisinde kalan dişler hareket edemediği için genişletme sonrası oluşan diastema, orta hattın saptığı taraftaki kesici dişlerin transseptal lifler aracılığıyla diğer tarafa doğru hareket etmesiyle kapanmış ve sapma düzeltilmiştir. Çalışmadaki hastalar bimaksiller darlığa sahip simetrik genişleme ihtiyacı olan hastalar olmasına rağmen akriliğin tüm dişleri kapladığı tarafta ankraj arttığı için asimetrik bir genişleme meydana geldiği bildirilmiştir (17).

Hızlı maksiller genişletmenin kraniofasiyal etkilerinin değerlendirildiği birçok çalışma mevcuttur. Ancak literatürde F-RME apareyinin ve asimetrik M-RME apareyinin

kraniyofasiyal etkilerini sonlu elemanlar analizi yöntemi ile inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda önceki çalışmalarla ve birbirleriyle karşılaştırılmak üzere G-RME apareyi, F-RME apareyi ve M-RME apareyleri modellenmiştir.

Uzun süreli hızlı maksiller genişletme tedavilerinin en sık komplikasyonlarından biri olarak, palatal bölgedeki mukozal yüzeyi örten akriliğin temizlenme güçlüğüne bağlı olarak oluşan mukozal irritasyonlar, oral hijyen eksikliği ve oluşan kötü ağız kokusu gösterilmektedir (148). Bu problemi ortadan kaldırmak amacıyla, senaryo 2’de full cap splint modifiye edilerek palatal mukozayı örten akrilik kaldırılmış ve vestibül yüzeydeki akrilik ile aynı hizada alt sınırı oluşturulmuştur.

Son dönemlerde, sonlu elemanlar yöntemi pek çok alanda sık kullanılan bir teknik haline gelerek araştırma ve eğitim amaçlı kullanım açısından oldukça gelişim göstermiştir. Mackerle yapmış olduğu derlemesinde, diş hekimliği ve ortodonti de dahil olmak üzere pek çok biyomedikal alanda sonlu elemanlar yönteminin kullanımını bir arada sunarak, bu yöntemin diğer yöntemlere göre olan üstünlüklerini bildirmiştir. Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda, stres analiz yöntemi olarak 3-boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır (149).

Sonlu elemanlar analizinin sonuçlarının doğruluğu kullanılan düğüm sayısı, eleman sayısı ve tipinden etkilenmektedir. Modelin oluşturulmasında daha çok eleman kullanılması, daha fazla detay ve gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır (150). 1998 yılında İşeri ve ark.’nın tam kafatasını modellediği çalışmada 2349 eleman ve 2147 düğüm, benzer şekilde 2003 yılında Jafari ve ark.’nın yaptığı çalışmada 6951 eleman ve 7357 düğüm kullanılmıştır (92, 93). Bu eleman sayılarının kraniyal yapıları ayrıntılı şekilde tanımlayamayacağını söyleyen Holberg ve ark. 2006 yılında kafatasının parsiyel modellemesini yapmıştır. Frontal, oksipital, temporal ve sfenoid kemikleri modelleyerek yaptıkları çalışmada 41556 eleman kullanmıştır (124). 2009 yılında Gautam ve ark.’nın yaptığı çalışmada 108799 eleman 193633 düğüm kullanılmıştır. Artmış eleman ve düğüm sayısı ile önceki çalışmalara oranla kafatasının daha iyi temsil edildiği bildirilmiştir (151). Priyadarshini ve ark.’nın 2017 yılında yaptığı çalışmada 537.684 eleman ve 115.694 düğüm kullanılmıştır (152). Ulusoy ve ark.’nın 2018 yılında yaptığı çalışmada çalışmamıza benzer şekilde supraorbital hattan sabitlenen kafatası modelinde 863.441 eleman ve 183.528 düğüm kullanılmıştır (128). Bizim

çalışmamızda önceki çalışmalarla karşılaştırıldığında oldukça tatmin edici olarak senaryo 1'de 698256 eleman 160140 düğüm, senaryo 2'de 733202 eleman 184256 düğüm, senaryo 3'te 722645 eleman 188446 düğüm kullanılmıştır.

İşeri ve ark. 1998 yılında yaptıkları çalışmada sonlu elemanlar modelinde eleman tipi olarak dörtgen ve üçgensel elemanlar kullanmıştır (92). Benzer şekilde Jafari ve ark. yaptıkları çalışmada aynı eleman tipini kullanmışlardır (93). Lee, kemik destekli hızlı üst çene genişletme apareylerini karşılaştırdığı çalışmasında tetrahedral elemanları kullanmıştır (138). Gautam ve ark. ve Holberg ve ark. 2006 ve 2007 yılında ayrı ayrı yaptıkları çalışmalarında ikisi de 10 düğümlü tetrahedral elemanlar kullanmışlardır (124, 151). Bizim çalışmamızda da modeller mümkün olabildiğince 10 düğümlü tetrahedral elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi yönteminin önemli bir dezavantaj, insana ait dokuların tanımlanması amacıyla büyük değişkenlikler gösterebilen birtakım faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi gerekliliğidir (153). Kemiklerin elastik özelliklerinin tam olarak bilinmemesi nedeniyle birçok sonlu elemanlar analizi çalışmasında, modellenen yapılar izotropik, homojen ve lineer elastik kabul edilmiştir (111, 153, 154). Bununla birlikte, gerçekte homojen ve izotropik olmayan yapıların bu şekilde kabul edilmesi ağız içinde karşılaşılan gerçekçi durumları incelemek söz konusu olduğunda tartışmalıdır (155). Çalışmamızda kullanılan modeldeki yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda elde edilen sonuçların gerçeklerden bir miktar farklılık göstermesi olağandır. Ancak; çalışmamızda kullanılan modellerdeki yer değiştirme miktarları ile materyallerin mekanik özellikleri sabit tutulduğu ve modeller birbirlerine göre değerlendirildiği için çalışmamızın sonuçlarının ortodonti bilimi ve kliniğine ciddi katkılar sağlayacağını düşünmekteyiz.

Yapılan histolojik çalışmalar ve relaps çalışmalarında, hızlı maksiller genişletme tedavisi için üst yaş sınırının 13-15 olduğu belirtilmektedir. Bu yaştan sonra midpalatal süturdaki büyümenin tamamlandığı, daha ileri yaşlarda da genişletme sağlanabileceği

fakat sonuçların tahmin edilebilir ve stabil olmayacağı bulunmuştur (2, 42, 132). Çalışmamızda 13-15 yaşı simüle etmek için Trojan ve ark.'nın çalışmasına benzer şekilde midpalatal sütur açık diğer kraniyal süturlar kapalı olarak modellenmiştir (156). Provatidis ve ark. da RME nin etkilerini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, midpalatal süturun açık diğer süturların kapalı kabul edildiği modelin daha güvenilir ve gerçeğe yakın olduğunu bildirmiştir (157).

Sonlu elemanlar analizi yöntemiyle hızlı maksiller genişletmenin etkilerini sadece maksillayı modelleyerek inceleyen çalışmalar olduğu gibi (137), foramen magnumu sınır koşulu kabul ederek tüm kafatasının modelini kullanan çalışmalarda mevcuttur (158). İşeri ve ark.'nın yaptığı çalışmada parietal, frontal, oksipital kemiklerde yer değiştirme oluşmadığı rapor edilmiştir (92). Bundan yola çıkarak çalışmamızda sınır koşulları, Ulusoy ve ark.'nın çalışmasına benzer şekilde supraorbital hat ve temporal kemiğin posterioru olacak şekilde kabul edilmiştir (128).

5.1 Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması

5.1.1 İskeletsel Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması

Transversal düzlemde üç senaryoda da lateral hareket miktarı; frontonazal süturda sıfır olmak üzere midpalatal sütura doğru ve pterigoid plaklardan midpalatal süturun en ön noktasına doğru artış göstermiştir. Sonuçlarımız açıklığı inferior ve anteriora bakan kama şeklinde genişleme rapor eden önceki çalışmalarla uyumlu bulunmuştur (92, 93, 132, 151, 159).

Midpalatal süturun anteriorundaki açılma miktarı senaryo 2 ve 3'te (0.17 mm) eşit senaryo 1'de (0.15 mm) ise daha azdır. Sucu ve ark. ise 5 mm yer değiştirme uyguladıkları çalışmalarında süturda 2.21 mm açılma bildirmişlerdir (160). Trojan ve ark. ise süturda, uygulanan yer değiştirmenin %10'undan daha az bir genişleme bildirmiştir (156). Sonuçlarımızın Trojan ve ark.'nın çalışmasına daha yakın çıkmasının sebebi ise iki çalışmada da sadece midpalatal süturun açık diğer kraniyofasial süturların kapalı kabul edilmiş olmasıdır.

Bazı çalışmalarda transvers ortopedik kuvvetlerle zigomatik, temporal, nazal ve frontal kemik gibi kraniyofasial yapılarda da yer değiştirme oluştuğu bildirilmiştir (93, 124). İşeri ve ark.'nın çalışmalarında ise parietal, frontal, oksipital kemiklerde yer değiştirme oluşmadığı bildirilmiştir (92). Çalışmamızda üç senaryoda da maksilla ve

palatinal kemik dışında frontal kemiğin zigomatik çıkıntılarında, zigomatik kemiklerde, sfenoid kemiğin medial ve lateral pterigoid plaklarında yer değiştirmeler oluşurken nazal kemikte yok denecek kadar az hareket meydana gelmiştir (Şekil 22,30,38). Belirlenen iskeletsel noktalarda genel olarak üç düzlemde de en fazla hareket senaryo 2’de meydana gelmiştir. Senaryo 3’te iskeletsel noktalardan sadece A noktasında sağ taraf soldan daha fazla hareket etmiş diğer noktalarda sağda ve solda eşit miktarda hareket meydana gelmiştir.

Bazı çalışmalarda hızlı maksiller genişletme sonucunda maksillanın öne ve aşağı hareket ettiği rapor edilmiştir (92, 127, 132, 151). Başka bir çalışmada ise maksillanın sadece aşağı hareket ettiği bildirilmiştir (133). Maksillanın kama şeklinde genişlemesi ve öne ve aşağıya hareketi, sfenoid kemiğin lateral ve medial pteroid çıkıntılarının rijit yapıda olması ve eğilmeye karşı dirençli olmasıyla açıklanmaktadır. Ayrıca genişletme sırasında sadece midpalatal süturun kendinde değil sfenoid ve zigomatik kemiklerdeki yapılarda da gerilmelerin meydana geldiği bildirilmektedir (131, 133). Bu çalışmalarla uyumlu olarak bizim çalışmamızda; sagittal düzlemde diğer düzlemlere göre çok daha az olmak üzere frontonazal sütur hariç diğer bütün noktalarda anterior hareket gözlenmiştir. Vertikal düzlemde ise üç senaryoda da frontonazal sütur ve zigomatikomaksiller süturun inferioru hariç diğer bütün iskeletsel noktalarda inferior hareket gözlenmiştir.

Üç senaryoda da ANS noktasının PNS noktasından daha fazla inferior yönde hareket etmesi maksillanın saat yönünde rotasyona uğradığını göstermektedir. İşeri ve Gautam da çalışmalarında hızlı maksiller genişletme sonucunda sonuçlarımızla uyumlu olarak maksillada posterior rotasyon görüldüğünü rapor etmiştir (92). Jafari ise çalışmasında maksillanın anterior rotasyonundan bahsetmiştir (93). Literatürde maksillanın farklı derecelerde anterior ya da posterior rotasyonu bildirilmektedir (14, 73, 132).

Lateral nazal duvarlar üç senaryoda da lateral, anterior ve inferior yönde hareket etmiştir. Lateral hareket en fazla senaryo 2’de görülürken anterior ve inferior yönde üç senaryoda da eşit hareket oluşmuştur. Önceki çalışma sonuçlarıyla uyumlu olarak lateral nazal duvarların bu hareketi palatal düzlemin de inferior yönde yer değiştirmesiyle burun boşluğunun hacminin artmasını sağlamaktadır (14, 73, 92, 151, 161).

Lateral ve medial pterigoid plakların inferior kısmında üç apareyde de lateral, anterior ve inferior yönde hareket meydana gelmiştir. Inferior kısımlar diğer çalışmalarda olduğu gibi süperior kısımlardan daha fazla hareket etmiştir. Bu durum pterigoid plakların daha sert olan kafa tabanına yakın kısımlarının bükülmeye dirençli olmasıyla açıklanabilir. Sonuçlarımız önceki çalışmalarla uyumlu çıkmıştır (92, 93, 132, 151).

5.1.2 Dişsel Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması

Hızlı maksiller genişletme sonucunda dişlerde bukkale devrilme (56, 92) ve ekstrüzyon görüldüğü bildirilmektedir (135, 162). Hızlı maksiller genişletme aynı zamanda maksillanın anterior ve inferior hareketine neden olmaktadır (64). Molar dişlerin ekstrüzyonu ve maksillanın inferior yönde hareketi mandibulada posterior rotasyona ve alt yüz yüksekliğinin artmasına aynı zamanda mandibulanın boyunun ksalmasına neden olmaktadır. Bu etkiler sınıf II ilişkide avantaj olurken sınıf III ve open bite hastalarda dezavantaj olmaktadır (132). Çalışmamızda üç senaryoda da önceki çalışmalarla uyumlu olarak posterior dişlerin palatinal tüberkülleri inferior yönde hareket etmiştir. Bununla birlikte bukkal tüberküller süperior yönde hareket etmiştir. Bu sonuç önceki çalışmalarda olduğu gibi dişlerde bukkal devrilme olduğunu göstermektedir (135, 162). Senaryo 2’de ankrajın fazla olması sebebiyle senaryo 1’den daha az bukkal devrilme görülmüştür. Senaryo 3’te de benzer şekilde sağ tarafta daha az bukkal devrilme görülmüştür. Kesici dişler de bütün senaryolarda inferior yönde hareket etmiştir.

Boryor ve ark. çalışmalarında horizontal düzlemde 0.5 mm yer değiştirme uygulayarak dişlerdeki yer değiştirmeleri değerlendirmişlerdir. Birinci moların; transvers düzlemde kronunun apikalinden daha fazla lateral yönde hareket ettiğini, sagittal düzlemde kronunun mesial apikalinin distal yönde hareket ettiğini, vertikal düzlemde kronunun süperior apikalinin inferior yönde hareket ettiğini bildirmişlerdir (163). Çalışmamızda üç senaryoda da transver düzlemde benzer olarak birinci molar dişlerde bukkale devrilme, kronlar lateral yönde hareket ederken kök uçlarında çok küçük miktarda medial yönde hareket gözlenmiştir. Sagittal düzlemde de benzer şekilde kronlar mesial yönde kök uçları distal yönde hareket etmiştir. Vertikal düzlemde ise bukkal tüberküller süperior palatinal tüberküller inferior yönde hareket ederken bukkal kökler süperior palatinal kökler inferior yönde hareket etmiştir.

Boryor ve ark. santral kesicide; transvers düzlemde apikalinde krondan daha fazla lateral yönde hareket, sagittal düzlemde kronda apikalden daha fazla posterior yönde hareket, vertikal düzlemde ise inferior yönde hareket bildirmiştir (163). Çalışmamızda üç senaryoda da santral kesici diş vertikal düzlemde benzer şekilde inferior yönde hareket etmiştir. Transvers düzlemde senaryo 1’de Boryor’un çalışmasının tam tersi olarak kron kök ucundan daha fazla lateral yönde hareket ederken, senaryo 2’de kron lateral yönde kök ucu medial yönde hareket etmiştir. Kısaca akrilik içerisine dahil olan santral kesici daha fazla devrilmiştir. Bu durum santral kesici kronunda; senaryo 2’de senaryo 1’den daha fazla lateral yönde hareket olmasında, devrilmenin fazla olmasının da etkisi olduğunu göstermektedir. Senaryo 3 te ise sağ tarafta kron lateral yönde kök ucu medial yönde hareket ederken, sol tarafta kron kök ucundan daha fazla lateral yönde hareket etmiştir. Sagittal düzlemde senaryo 1’de kron posterior yönde hareket ederken kök ucu anterior yönde hareket etmiştir. Senaryo 2’de tam tersi kron anterior yönde kök ucu posterior yönde hareket etmiştir. Senaryo 3’te ise sağ santral anterior yönde, sol santral posterior yönde, kökleri ise tam ters yönlerde hareket etmiştir. Literatürde birçok çalışmada santral kesicilerde senaryo 2’de olduğu gibi anterior yönde hareket bildirilmiştir (152, 158, 160). Ancak senaryo 1’de olduğu gibi posterior yönde hareket rapor eden çalışmalar da mevcuttur (163, 164) .

Sucu ve ark. 3 farklı RME apareyi ile hızlı maksiller genişletmenin kraniyofasiyal sistemdeki etkilerini incelemişlerdir. 5 mm genişletme sonrası transver düzlemde santral kesicide; hyrax apareyinde 1.5 mm, fan type apareyinde 1.32 mm ve çift menteşeli genişletme vidası bulunan apareyle 1.75 mm lateral yönde hareket bildirmişlerdir (160). Çalışmamızda transvers düzlemde santral kesicide; senaryo 1’de 0.18 mm, senaryo 2’de 0.58 mm, senaryo 3’te sağda 0.52 mm solda 0.14 mm lateral yöne hareket gözlenmiştir. Daha az miktarda genişleme olması Sucu ve ark.’nın çalışmasından farklı olarak çalışmamızda midpalatal sütur dışında bütün süturların kapalı olarak modellenmesiyle açıklanabilir. Seong ve ark.’nın geleneksel RME apareyi ile vidalı RME apareyini karşılaştırdıkları çalışmada ise geleneksel diş destekli RME apareyinde 0.2 mm genişletme sonucu santral kesicilerde 0.000483 mm lateral yönde hareket bildirilmiştir (158). Çalışmamızda senaryolar birbiriyle kıyaslandığından ve üç senaryoda da uygulanan yer değiştirme miktarı sabit olduğundan dişlerdeki genişleme miktarının önceki çalışmalarla kıyaslaması dikkate alınmamıştır.

Alcan ve ark. çalışmalarında hızlı maksiller genişletmeyle birlikte üst orta hat düzeltimini iki farklı yöntemle inceleyerek karşılaştırmışlardır. Yöntemlerden birinde orta hat kaymasının olduğu tarafta premolar ve molar dişler, karşı tarafta ise santral dişe kadar bütün dişler akrilik içerisine dahil edilmiştir. Genişletme sonrası retansiyon sürecinde ortodontik kuvvet olmadan transseptal lifler aracılığı ile orta hat kaymasının olduğu taraftaki santral kesici diğer santral kesiciye doğru hareket ederken, karşı taraftaki santral kesici akrilik içerisinde olduğu için sabit kalmış bu şekilde orta hat sapması düzeltilmiştir. İkinci yöntemde ise geleneksel olarak iki tarafta da premolar ve molar dişler akrilikle kaplanmıştır. Genişletme sonrası orta hat kaymasının karşı tarafında kesici dişler ve kanin braketlenerek ligatürle akrilik içerisindeki posterior dişlere bağlanmıştır ve retansiyon sürecinde birinci yöntemde olduğu gibi retansiyon döneminde transseptal lifler aracılığı ile orta hattın saptığı taraftaki santral kesici diğer tarafa hareket ederek orta hat sapması düzeltilmiştir (17). Bu çalışmada orta hat sapmasının tamamen transseptal lifler aracılığı ile pasif bir şekilde düzeltildiği rapor edilmişse de bizim çalışmamızda senaryo 3 te görülmüştür ki; genişletme sırasında akriliklik içerisindeki santral kesici diğer taraftan çok daha fazla lateral yönde hareket etmiştir. Bu sonuca göre orta hat sapmasının düzeltilmesinde sadece transseptal liflerin değil; ek olarak orta hat sapmasının karşı tarafındaki santral kesicinin, sapmanın olduğu taraftaki santral kesiciden daha fazla lateral yönde hareket etmesinin de etkisi vardır. Alcan ve ark.'nın çalışmasında kullandıkları her iki yöntemin de benzer etkide olduğu bildirilmiştir (17). Ancak sonuçlarımız doğrultusunda orta hat düzeltiminde; asimetrik M-RME aparatının G-RME ve braketleme sisteminden çok daha etkili olacağını düşünmekteyiz.

İleri ve Başçıftçi çalışmalarında tek taraflı çapraz kapanış tedavisinde, çapraz kapanış olmayan tarafta bukkal nonokluzyonu önlemek için mandibulaya uzanan akrilik bir kilit mekanizması içeren RME aparatı (ARME) kullanmışlardır. Bu kilit mekanizması sayesinde çapraz kapanış olmayan tarafta ankraj arttığı için daha az genişleme görülmüş ve tek taraflı çapraz kapanışın bu aparat ile bukkal nonokluzyon oluşmadan başarılı bir şekilde tedavi edildiği rapor edilmiştir (16). Bu çalışmada çapraz kapanış olmayan tarafta da genişleme görüldüğü gibi çalışmamızdaki senaryo 3'te sol tarafta da genişleme görülmüştür ancak posterior dişlerde sağ tarafta genişleme daha fazladır. Sonuçlarımıza göre asimetrik tasarımlı M-RME aparatı tek taraflı çapraz kapanış tedavisinde bukkal

nonokluzyon oluşma riskini azaltmaktadır. Tek taraflı çapraz kapanış tedavisindeki başarısı klinik çalışmalarla desteklenerek değerlendirilmelidir.

5.2 Von Mises Stres Dağılımı Bulgularının Tartışması

5.2.1 İskeletsel Von Mises Stres Dağılımı Bulgularının Tartışması

Yapılan çalışmalarda hızlı maksiller genişletmeye karşı direncin sadece medpalatal suturdan değil, özellikle sfenoid ve zigomatik kemiklerin st çeneyi çevreleyen yapılarından kaynaklandığı belirtilmiştir (87, 165, 166).

İşeri ve ark. hızlı maksiller genişletmenin kraniyofasiyal sistem üzerine biyomekanik etkilerini sonlu elemanlar analizi ile araştırmıştır. 10 mm’lik st çene genişletmesi sonucu en yüksek Von Mises stresi sfenoid kemiğin pterigoid plaklarında kafa tabanına yakın bölgelerde görülürken, kanin ve molar dişler hizasında, nazal kavitenin lateral duvarlarında, zigomatik ve nazal kemikte de yüksek stres seviyeleri bildirilmiştir (60). Jafari ve ark. ise 10 mm’lik st çene genişletmesi sonucunda en yüksek streslerin; nazofrontal, nazomaksiller, internazal ve zigomatikofrontal suturlar etrafında oluştuğunu bildirmiştir (93). Gautam ve ark. da 10 mm’lik st çene genişletmesi sonucu en yüksek stresin benzer olarak nazomaksiller, frontomaksiller ve frontonazal sutular etrafında oluştuğunu bildirmişlerdir (151).

Provatidis ve ark.’nın sonlu elemanlar analizi çalışmasında hızlı maksiller genişletmeden frontomaksiller, nazomaksiller, pterigomaksiller ve transvers palatin suturların etkilenmediği, zigomatikomaksiller suturun ise genişletme kuvvetlerinden etkilendiğini bildirilmiştir (125). Lee ve ark. Hyrax apareyi ile 0.5 mm genişletme uyguladıkları çalışmalarında en yüksek stres seviyelerinin zigomatikomaksiller sutur bölgesinde oluştuğunu bildirmiştir (138). Sucu ve ark.’nın çalışmalarında üç farklı RME apareyinde 0.2 mm genişletme sonucu kraniyofasiyal yapılarda Von Mises stres dağılımları değerlendirilmiş ve her üç apareyde de en yüksek stresin zigomatikomaksiller sutur bölgesinde olduğu rapor edilmiştir (160).

Çalışmamızda en yüksek stres önceki birçok çalışmaya benzer şekilde zigomatikomaksiller suturun inferior kısmında görülmüştür (125, 138, 160). Senaryolar arasında en fazla stres senaryo 3’te, en az senaryo 1’de görülürken, senaryo 3’te sağda soldan daha yüksek stres görülmüştür. Bu sonuçlara göre akrilik içerisine dahil edilen diş sayısı arttıķa kemiğe iletilen stres miktarı artmaktadır.

Çalışmamızda tablolarda yer alan pterigoid plaklardaki Von Mises değerlerinin düşük olmasının sebebi; değeri verilen elemanların plakların inferior kısmında yer almasıdır. Renkli Von Mises dağılımı görsellerinde görüldüğü üzere pterigoid plakların kafa tabanının yakın kısımlarında stres yoğunluğu artmaktadır (Şekil 24,32,40). Sonuç olarak Timms ve Sucu ve ark.'nın çalışmalarında rapor edildiği gibi çalışmamızda da pterigoid plakların süperior kısmında inferior kısmından daha yüksek stresler görülmektedir (131, 160). İşeri ve ark. da çalışmalarında sfenoid kemiğin pterigoid plaklarının kafa tabanına yakın kısımlarında yüksek stres görüldüğünü bildirmiştir (60). Senaryolar arasında ve senaryo 3'te sağ sol arasında önemli bir fark bulunmamaktadır. Aparey tasarımının anterior kısımlarında fark olması sebebiyle, anteriordaki iskeletsel yapılarda senaryolar arasında daha büyük farklar görülürken posterior yapılardaki farklar önemsizdir.

İşeri ve ark.'nın çalışmalarında belirttiği gibi bizim çalışmamızda da nazal kavitenin lateral duvarının inferior kısımlarında yüksek stres görülmektedir (60). Senaryo 2'de senaryo 1'den daha fazla, senaryo 3 te ise sağda soldan daha fazla stres görülmektedir. Daha önce belirtildiği gibi anterior dişlerin de akrilik içerisine dahil edilmesi anterior yapılarda stres seviyesinin artmasına neden olmuştur.

5.2.2 Dişsel Von Mises Stres Dağılımı Bulgularının Tartışması

Birinci premolar ve birinci molarlarda eksternal kök rezorpsiyonunun varlığı, RME prosedürünün olumsuz bir etkisi olarak tanımlanmıştır. Odenrick ve ark. bu rezorpsiyonunu esas olarak vestibüler köklerin bukkal yüzeyinde, orta ve servikal bölgede ortaya çıktığını bildirmiştir; bununla birlikte, altı aylık retansiyondan sonra sementte kısmi yeniden şekillenme olduğu belirtilmiştir (167, 168). Çalışmamızın sonuçları ankraj dişlerinin servikal üçte birinde yoğunlaşan stres dağılımının sebep olacağı stres ve deformasyonların analizini tahmin etmeye izin vermektedir.

Priyadarshini ve ark. RME'nin kraniyofasiyal yapılar üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında premolar ve molar diş kronlarına lateral yönde 19 kg/mm² kuvvet uygulamışlardır. Diş kronlarında en yüksek stres birinci molar kronunda 58.7 kg/mm² olarak ölçülmüş ve molar kanin arasındaki dentoalveoler yapılarda ise 21.51-29.7 kg/mm² lik stresler bildirilmiştir (152). Baldawa ve Bhad hızlı maksiller genişletmenin kraniyofasiyal sistem üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında

maksiller kanin ve birinci molar kronları üzerinden 1-3-5 mm' lik yer değiştirmeler uygulanmışlardır. 5 mm yer değiştirme sonucunda kronlarda en yüksek stres birinci molarda 3.4 kg/mm² bildirilmiş, kaninde 2.7 kg/mm², santral kesicide ise 0.81 kg/mm² stres rapor edilmiştir (162).

Çalışmamızda diş kronlarında en yüksek stres senaryo 1'de birinci premolarda (16.34 MPa), senaryo 2'de ikinci premolar (19.73 MPa) ve birinci molarda (19.02 MPa), senaryo 3'te ise ikinci premolar (sağ 19.68 MPa, sol 14.99 MPa) ve birinci molarda (sağ 19.33 MPa, sol 14.54 MPa) grlmştir. nceki çalışmalarda kuvvet ve yer değiştirme doğrudan diş kronları üzerinden uygulanmış çalışmamızda ise daha gerçekçi olarak apareyin vidasından yer değiştirme uygulanmıştır. Senaryo 1'de önceki çalışmalardan farklı olarak en yüksek stresin birinci premolarda çıkması bununla açıklanabilmektedir. Senaryo 2 ve 3 te ise benzer şekilde molarlarda ve ikinci premolarda grlmştir (152, 162). Çalışmamızda diş kronlarındaki en düşük stres Baldawa ve Bhad nın sonuçlarına benzer şekilde santral kesici kronunda grlmştir (162). Ayrıca kuvvetin palatinalden gelmesine bağlı olarak posterior dişlerin palatinal tüberküllerinde bukkal tberkllerden daha yüksek stresler grlmştir.

Baldawa ve Bhad kök ucunda kronlardan farklı olarak kanin apikalinde (22.32 kg/mm²) molardan (20.71 kg/mm²) daha yüksek stres bildirirken en düşük stresi yine santral kesicinin apikalinde (3.21 kg/mm²) bildirmiştir (162). Çalışmamızda farklı olarak kök ucundaki en yüksek stresler  senaryoda da ikinci molar dişin palatinal kökünde grlmştir. En düşük stres senaryo 1'de benzer şekilde santral kesici apikali ile birlikte ikinci moların mesiobukkal kökünün apikalinde görülürken, senaryo 2 de ikinci moların mesiobukkal kökünde grlmştir. Senaryo 2'de santral kesici apikalinde yüksek stres grlmştir. Akrilik ile kaplandığı için santral kesiciye daha fazla kuvvet iletilmesi ve daha fazla stres oluşması beklenen bir sonuçtur. Senaryo 3'te en düşük stresler sol tarafta santral kesici apikali ile birlikte ikinci moların mesiobukkal kökünde, sağ tarafta ikinci moların mesiobukkal kökünde grlmştir ve sağ santral apikalinde yüksek stres grlmştir. Ayrıca kuvvetin palatinalden gelmesine bağlı olarak posterior dişlerin palatinal köklerinde bukkal köklerden daha yüksek stresler grlmştir.

Sonlu eleman modeli, CT tarama verilerinden oluşturuldu böylece morfoloji doğru bir şekilde sonlu eleman modeline dönüştürüldü. Ancak modelin tüm yapılarının gerçek

yaşam koşullarında doğru olmayan homojen ve izotropik malzeme özelliklerine sahip olduğu varsayılmıştır. Anizotropik veriler mevcut olmadığı için sonlu elemanlar çalışmalarının çoğu bu varsayımla gerçekleştirilmiştir. Bu sınırlamaların dışında, bildirilen stresler ve yer değiştirmeler, bir kadavranın BT taramasından oluşturulan model üzerinde elde edilen sonuçlara dayandığından, sonuçlar yalnızca karşılaştırılabilir kraniyofasiyal yapıya sahip hastalar için geçerlidir. Buyüzden sonuçlarımız klinik çalışmalarla desteklenmelidir.



6 SONUÇ ve ÖNERİLER

G-RME apareyi, F-RME apareyi ve asimetrik M-RME apareyi ile hızlı maksiller genişletmenin etkileri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildiğinde;

- 1) F-RME apareyi G-RME apareyine göre midpalatal süturda daha fazla genişleme sağlamaktadır. Daha fazla iskeletsel etki amaçlanıyorsa F-RME apareyi G-RME apareyine tercih edilmelidir.
- 2) F-RME apareyi G-RME apareyine göre kesici ve kanin dişlerde daha fazla, premolar ve molar dişlerde daha az genişleme sağlamaktadır. Anterior dişlerde posterior dişlere oranla daha fazla genişleme amaçlanıyorsa F-RME apareyi G-RME apareyine tercih edilmelidir.
- 3) G-RME apareyi F-RME apareyine göre premolar ve molar dişlerde daha fazla bukkale devrilmeye sebep olmaktadır. Posterior bölgede daha çok dişsel etki amaçlanıyorsa G-RME apareyi F-RME apareyine tercih edilmelidir.
- 4) M-RME apareyinde; akrilikle kaplanan santral kesicide daha fazla lateral yönde hareket olmakta ve orta hat bu tarafa kaymaktadır. Üst orta hattın saptığı posterior çapraz kapanış vakalarında sapmanın karşı tarafında tüm dişler akrilikle kaplanarak orta hat düzeltimi sağlanabilir.
- 5) M-RME apareyinde; premolar ve molar dişlerde, sadece posteriorun akrilikle kaplandığı tarafta daha fazla genişleme olmaktadır. Bu aparey ile tek taraflı çapraz kapanış vakalarında hızlı maksiller genişletme uygulanırken, çapraz kapanış olmayan tarafta bukkal non okluzyon oluşumunun önüne geçilebilir. Aynı zamanda orta hatta çapraz kapanış tarafına sapma varsa bu durumda düzeltilir. Tek taraflı çapraz kapanış vakasında orta hatlar uyumlu ise; olası orta hat kaymasının engellenmesi için retansiyon döneminde full cap tarafta kesiciler etrafındaki akrilik ağız içerisinden uzaklaştırılabilir. Tek taraflı çapraz kapanış ile birlikte üst orta hat çapraz kapanış olmayan tarafa sapsa ise; orta hattın daha fazla sapsamaması için retansiyon döneminde full cap tarafta kesici dişlerdeki akriliğin uzaklaştırılmasına ek olarak çapraz kapanış tarafındaki kesici dişlerin braketlenerek ligatürle akriliğe sabitlenmesi orta hattın çapraz kapanış tarafına doğru kayması ve düzelmesi sağlanabilir.

7 KAYNAKLAR

1. Graber L, Vanarsdall R, Vig K. (2012). Orthodontics current principles and techniques [Internet]. Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby; p.
2. Bishara SE, Staley RN (1987). Maxillary expansion: clinical implications. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics 91(1): 3-14.
3. Kurol J, Berglund L (1992). Longitudinal study and cost-benefit analysis of the effect of early treatment of posterior cross-bites in the primary dentition. The European Journal of Orthodontics 14(3): 173-179.
4. Hartgerink DV, Vig PS, Orth D, Abbott DW (1987). The effect of rapid maxillary expansion on nasal airway resistance. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 92(5): 381-389.
5. Roberts W, Graber T, Vanarsdall R (1994). Orthodontics: current principles and techniques. St Louis: Mosby Co.
6. Ferrario VF, Garattini G, Colombo A, Filippi V, Pozzoli S, Sforza C (2003). Quantitative effects of a nickel-titanium palatal expander on skeletal and dental structures in the primary and mixed dentition: a preliminary study. The European Journal of Orthodontics 25(4): 401-410.
7. Thilander B, Wahlund S, Lennartsson B (1984). The effect of early interceptive treatment in children with posterior cross-bite. The European Journal of Orthodontics 6(1): 25-34.
8. Kilic N, Kiki A, Oktay H (2008). Condylar asymmetry in unilateral posterior crossbite patients. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 133(3): 382-387.
9. Marshall SD, Southard KA, Southard TE (2005). Early transverse treatment. Seminars in Orthodontics, 130-139.
10. Angell E (1860). Treatment of irregularities of the permanent or adult teeth. Dent Cosmos 1: 599-600.
11. Biederman W (1968). A hygienic appliance for rapid expansion. JPO: the journal of practical orthodontics 2(2): 67.
12. Cohen M, Silverman E (1973). A new and simple palate splitting device. Journal of clinical orthodontics: JCO 7(6): 368-369.
13. Cotton LA (1978). Slow maxillary expansion: skeletal versus dental response to low magnitude force in Macaca mulatta. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 73(1): 1-23.
14. Haas AJ (1961). Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the midpalatal suture. The Angle Orthodontist 31(2): 73-90.
15. Memikoglu T, Işeri H (1999). Effects of a bonded rapid maxillary expansion appliance during orthodontic treatment. The Angle Orthodontist 69(3): 251-256.
16. İleri Z, Basciftci FA (2015). Asymmetric rapid maxillary expansion in true unilateral crossbite malocclusion: a prospective controlled clinical study. The Angle Orthodontist 85(2): 245-252.
17. Alcan T, Ceylanoğlu C (2006). Upper midline correction in conjunction with rapid maxillary expansion. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics 130(5): 671-675.
18. Knop L, Gandini Jr LG, Shintcovsk RL, Gandini MREAS (2015). Scientific use of the finite element method in Orthodontics. Dental press journal of orthodontics 20(2): 119-125.

19. Timms DJ (1981). Rapid maxillary expansion Quintessence Pub. Co.
20. McNamara JA (2000). Maxillary transverse deficiency. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics 117(5): 567-570.
21. Ülgen M (2001). Ortodonti Anomaliler, Sefalometri, Etiyoloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı." 2. baskı.". İstanbul, Yeditepe Üniversitesi Yayınları.
22. Iodice G, Danzi G, Cimino R, Paduano S, Michelotti A (2016). Association between posterior crossbite, skeletal, and muscle asymmetry: a systematic review. European journal of orthodontics 38(6): 638-651.
23. Gonçalves ES, Berrentin-Felix G, de Souza Cesar U, Achêa G (2002). Evaluation of the facial soft tissues following surgically assisted maxillary expansion associated with the simple VY suture. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 17(2): 89-97.
24. Ülgen M (2000). Ortodonti: anomaliler, sefalometri, etoloji, büyüme ve gelişim, tanı Yeditepe Üniversitesi.
25. Ülgen M (1993). Ortodontik tedavi prensipleri.
26. Odont EL (2001). 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 71(2): 116-119.
27. McDonald RE, Avery DR, Dean J (2004). Dentistry for the child and adolescent, St. Louis, Missouri: Mosby.
28. Pinkham J, Casamassimo P, Fields H, McTigue D, Nowak A (2005). Pediatric dentistry. Infancy through adolescence 4th ed. Saunders: Elsevier: 594-595.
29. O'donovan J. (2013). An introduction to orthodontics. Nature Publishing Group; p.
30. Thilander B, Pena L, Infante C, Parada SS, de Mayorga C (2001). Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in children and adolescents in Bogota, Colombia. An epidemiological study related to different stages of dental development. European journal of orthodontics 23(2): 153-168.
31. Kutin G, Hawes RR (1969). Posterior cross-bites in the deciduous and mixed dentitions. American Journal of Orthodontics 56(5): 491-504.
32. Nerder PH, Bekke M, Solow B (1999). The functional shift of the mandible in unilateral posterior crossbite and the adaptation of the temporomandibular joints: a pilot study. The European Journal of Orthodontics 21(2): 155-166.
33. Donohue V, Marshman L, Winchester L (2004). A clinical comparison of the quadhelix appliance and the nickel titanium (tandem loop) palatal expander: a preliminary, prospective investigation. The European Journal of Orthodontics 26(4): 411-420.
34. Başçiftçi F, Demir A, Sarı Z, Uysal T (2002). Konya yöresi okul çocuklarında ortodontik maloklüzyonların prevalansının araştırılması: Epidemiyolojik çalışma. Turkish Journal of Orthodontics 15: 92-98.
35. Gelgör İE, Karaman Aİ, Ercan E (2007). Prevalence of malocclusion among adolescents in central anatolia. European journal of dentistry 1(3): 125.
36. Sandikçiolu M, Hazar S (1997). Skeletal and dental changes after maxillary expansion in the mixed dentition. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 111(3): 321-327.
37. Hanson ML, Barnard LW, Case JL (1970). Tongue-thrust in preschool children: Part II: Dental occlusal patterns. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 57(1): 15-22.

38. Van Keulen C, Martens G, Dermaut L (2004). Unilateral posterior crossbite and chin deviation: is there a correlation? *The European Journal of Orthodontics* 26(3): 283-288.
39. Secchi AG, Rose Wadenya B (2009). Early orthodontic diagnosis and correction of transverse skeletal problems. *New York State Dental Journal* 75(1): 47.
40. Thilander B, Lennartsson B (2002). 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 Kieferorthopädie* 63(5): 371-383.
41. Bishara SE, Burkey PS, Kharouf JG (1994). Dental and facial asymmetries: a review. *The Angle Orthodontist* 64(2): 89.
42. McNamara JA, Brudon WL, Kokich VG (2001). *Orthodontics and dentofacial orthopedics* Needham Press Ann Arbor, Mich.
43. Allen D, Rebellato J, Sheats R, Ceron AM (2003). Skeletal and dental contributions to posterior crossbites. *The Angle Orthodontist* 73(5): 515-524.
44. Howes AE (1947). Case analysis and treatment planning based upon the relationship of the tooth material to its supporting bone. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 33(8): 499-533.
45. Eliades T, Graber L, Vanarsdall R, Vig K (2012). *Orthodontics: current principles and techniques*.
46. Ricketts RM (1981). Perspectives in the clinical application of cephalometrics: the first fifty years. *The Angle Orthodontist* 51(2): 115-150.
47. Leonardi R, Caltabiano M, Cavallini C, Sicurezza E, Barbato E, Spampinato C, Giordano D (2012). Condyle fossa relationship associated with functional posterior crossbite, before and after rapid maxillary expansion. *The Angle Orthodontist* 82(6): 1040-1046.
48. Moyers RE (1988). *Handbook of orthodontics* Year Book Medical Pub.
49. Foster TD (1975). *A textbook of orthodontics* Blackwell Oxford.
50. Lam PH, Sadowsky C, Omerza F (1999). Mandibular asymmetry and condylar position in children with unilateral posterior crossbite. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 115(5): 569-575.
51. Prensipieri ÜMOT (1993). 4. baskı. İstanbul, Dilek-Örünç Matbaası.
52. de Silva Fo OG, Boas CV, Capelloza LF (1991). Rapid maxillary expansion in the primary and mixed dentitions: a cephalometric evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 100(2): 171-179.
53. Pirttiniemi P, Kantomaa T, Lahtela P (1990). Relationship between craniofacial and condyle path asymmetry in unilateral cross-bite patients. *The European Journal of Orthodontics* 12(4): 408-413.
54. LINDNER A (1989). Longitudinal study on the effect of early interceptive treatment in 4-year-old children with unilateral cross-bite. *European Journal of Oral Sciences* 97(5): 432-438.
55. Harvold EP, Chierici G, Vargervik K (1972). Experiments on the development of dental malocclusions. *American journal of orthodontics* 61(1): 38-44.
56. Hicks EP (1978). Slow maxillary expansion: a clinical study of the skeletal versus dental response to low-magnitude force. *American journal of orthodontics* 73(2): 121-141.
57. Zimring JF, Isaacson RJ (1965). Forces Produced By Rapid Maxillary ExpansionIII. Forces Present During Retention. *The Angle Orthodontist* 35(3): 178-186.

58. Mew J, JRC M (1977). Semi-rapid maxillary expansion.
59. Ramoglu SI, Sari Z (2010). Maxillary expansion in the mixed dentition: rapid or semi-rapid? *The European Journal of Orthodontics* 32(1): 11-18.
60. İşeri H, Özsoy S (2004). Semirapid maxillary expansion—a study of long-term transverse effects in older adolescents and adults. *The Angle Orthodontist* 74(1): 71-78.
61. Proffit Wr FH (1993). *Contemporary Orthodontics*. Second ed Mosby-Year Book Inc, United States Of America.
62. Lamparski Jr DG, Rinchuse DJ, Close JM, Sciote JJ (2003). Comparison of skeletal and dental changes between 2-point and 4-point rapid palatal expanders. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 123(3): 321-328.
63. Stuart DA, Wiltshire WA (2003). Rapid palatal expansion in the young adult: time for a paradigm shift? *Journal-Canadian Dental Association* 69(6): 374-377.
64. Haas A (1980). Long-term posttreatment evaluation of rapid palatal expansion. *The Angle Orthodontist* 50(3): 189-217.
65. Baccetti T, McGill JS, Franchi L, McNamara Jr JA, Tollaro I (1998). Skeletal effects of early treatment of Class III malocclusion with maxillary expansion and face-mask therapy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 113(3): 333-343.
66. Kapust AJ, Sinclair PM, Turley PK (1998). Cephalometric effects of face mask/expansion therapy in Class III children: a comparison of three age groups. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 113(2): 204-212.
67. Björk A, Skieller V (1974). Growth in width of the maxilla studied by the implant method. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery* 8(1-2): 26-33.
68. McNamara Jr JA, Baccetti T, Franchi L, Herberger TA (2003). Rapid maxillary expansion followed by fixed appliances: a long-term evaluation of changes in arch dimensions. *The Angle Orthodontist* 73(4): 344-353.
69. Bell WH, Epker BN (1976). Surgical-orthodontic expansion of the maxilla. *American journal of orthodontics* 70(5): 517-528.
70. Melsen B (1975). Palatal growth studied on human autopsy material: a histologic microradiographic study. *American journal of orthodontics* 68(1): 42-54.
71. Baccetti T, Franchi L, Cameron CG, McNamara JA (2001). Treatment timing for rapid maxillary expansion. *The Angle Orthodontist* 71(5): 343-350.
72. Persson M, Thilander B (1977). Palatal suture closure in man from 15 to 35 years of age. *American journal of orthodontics* 72(1): 42-52.
73. Haas AJ (1965). The treatment of maxillary deficiency by opening the midpalatal suture. *The Angle Orthodontist* 35(3): 200-217.
74. Biederman W (1973). Rapid correction of Class III malocclusion by midpalatal expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 63(1): 47-55.
75. Schuster G, Borel-Scherf I, Schopf PM (2005). 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 Kieferorthopädie* 66(2): 148-161.
76. Alessandri GB, Marini I, Rizzi R (1996). Disconnectable rapid palatal expander. *Journal of clinical orthodontics: JCO* 30(6): 334-336.
77. Schellino E (1996). REM: la vite ragno secondo Schellino e Modica. *Boll Intern Orthod Leone* 55: 36-39.
78. Liou E (2005). Toothborne orthopedic maxillary protraction in Class III patients. *Journal of clinical orthodontics: JCO* 39(2): 68.

79. Wichelhaus A, Geserick M, Ball J (2004). A new nickel titanium rapid maxillary expansion screw. *Journal of clinical orthodontics: JCO* 38(12): 677.
80. Cozza P, Giancotti A, Petrosino A (1999). Butterfly expander for use in the mixed dentition. *Journal of clinical orthodontics: JCO* 33(10): 583.
81. Agarwal A, Mathur R (2010). Maxillary expansion. *International journal of clinical pediatric dentistry* 3(3): 139.
82. McNamara Jr JA (1987). An orthopedic approach to the treatment of Class III malocclusion in young patients. *Journal of clinical orthodontics: JCO* 21(9): 598.
83. Alpern MC, Yurosko JJ (1987). Rapid palatal expansion in adults: with and without surgery. *The Angle Orthodontist* 57(3): 245-263.
84. Reed N, Ghosh J, Nanda RS (1999). Comparison of treatment outcomes with banded and bonded RPE appliances. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 116(1): 31-40.
85. Tausche E, Hansen L, Schneider M, Harzer W (2008). Expansion maxillaire rapide par appui osseux avec une vis Hyrax implanto-portée: le Dresden Distractor (DD) ou Disjoncteur de Dresde. *L'Orthodontie Française* 79(2): 127-135.
86. Cunha ACd, Lee H, Nojima LI, Nojima MdCG, Lee K-J (2017). Miniscrew-assisted rapid palatal expansion for managing arch perimeter in an adult patient. *Dental press journal of orthodontics* 22(3): 97-108.
87. Timms D. (1981). *Rapid Palatal Expansion*, Ed. Timms DJ. Chicago: Quintessence Publishing Co; p.
88. Isaacson RJ, Ingram AH (1964). Forces produced by rapid maxillary expansion: II. Forces present during treatment. *The Angle Orthodontist* 34(4): 261-270.
89. Haas A (1973). Mixed dentition orthodontic treatment. *Journal of clinical orthodontics: JCO* 7(4): 227.
90. Garib DG, Henriques JFC, Janson G, Freitas MR, Coelho RA (2005). Rapid maxillary expansion—tooth tissue-borne versus tooth-borne expanders: a computed tomography evaluation of dentoskeletal effects. *The Angle Orthodontist* 75(4): 548-557.
91. GRYsoN JA (1977). Changes in mandibular interdental distance concurrent with rapid maxillary expansion. *The Angle Orthodontist* 47(3): 186-192.
92. Işeri H, Tekkaya AE, Öztan Ö, Bilgic S (1998). Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *The European Journal of Orthodontics* 20(4): 347-356.
93. Jafari A, Shetty KS, Kumar M (2003). Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study. *The Angle Orthodontist* 73(1): 12-20.
94. Krebs A (1959). Expansion of the midpalatal suture, studied by means of metallic implants. *Acta Odontologica Scandinavica* 17(4): 491-501.
95. Braun S, Bottrel JA, Lee K-G, Lunazzi JJ, Legan HL (2000). The biomechanics of rapid maxillary sutural expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 118(3): 257-261.
96. Oliveira NL, Da Silveira AC, Kusnoto B, Viana G (2004). Three-dimensional assessment of morphologic changes of the maxilla: a comparison of 2 kinds of palatal expanders. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 126(3): 354-362.
97. Davis WM, Kronman JH (1969). Anatomical changes induced by splitting of the midpalatal suture. *The Angle Orthodontist* 39(2): 126-132.

98. Schütz-Fransson U, Kurol J (2008). Rapid maxillary expansion effects on nocturnal enuresis in children: a follow-up study. *The Angle Orthodontist* 78(2): 201-208.
99. Usumez S, İşeri H, Orhan M, Basciftci FA (2003). Effect of rapid maxillary expansion on nocturnal enuresis. *The Angle orthodontist* 73(5): 532-538.
100. Kilic N, Kiki A, Oktay H, Selimoglu E (2008). Effects of rapid maxillary expansion on conductive hearing loss. *The Angle Orthodontist* 78(3): 409-414.
101. Nicholson DW (2008). *Finite element analysis: Thermomechanics of solids* CRC press.
102. Eskitaşçıoğlu G, Elemanlar YBDHS (1995). Stres Analiz Yöntemi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 22: 201-205.
103. Moaveni S (2011). *Finite element analysis theory and application with ANSYS*, 3/e Pearson Education India.
104. Ledley RS, Huang HK (1968). Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of dental research* 47(3): 427-432.
105. Davidian EJ (1971). Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. *American journal of orthodontics* 59(6): 581-588.
106. İnan M (2001). *Cisimlerin mukavemeti* İTÜ Vakfı.
107. Asaro R, Lubarda V (2006). *Mechanics of solids and materials* Cambridge University Press.
108. Franklin F. (1998). *Stress analysis. Mechanical Engineers' Handbook*. Wiley Interscience; p.
109. Shan L-H, Guo N, Zhou G-j, Qie H, Li C-X, Lu L (2015). Finite element analysis of bone stress for miniscrew implant proximal to root under occlusal force and implant loading. *Journal of Craniofacial Surgery* 26(7): 2072-2076.
110. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B (2003). The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 123(4): 367-373.
111. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 85(6): 585-598.
112. Gallas M, Abeleira M, Fernandez J, Burguera M (2005). Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics* 27(1): 12-16.
113. O'Brien WJ (2008). *Dental Materials and Their Selection*, Quintessence Pub. Co, Hanover Park.
114. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW (2002). Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *Journal of biomechanics* 35(10): 1411-1415.
115. Tosun Y (1999). *Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri*. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi: 6-7.
116. Huiskes R, Chao E (1983). A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *Journal of biomechanics* 16(6): 385-409.
117. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, Strait DS (2005). Finite element analysis in functional morphology. *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology: An Official Publication of the American Association of Anatomists* 283(2): 259-274.

118. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B (2005). The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *Journal of dental research* 84(5): 428-433.
119. Mohammed S, Desai H (2014). Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *Journal of Oral Hygiene & Health*: 1-5.
120. Shetty P, Hegde A, Rai K (2010). Finite element method—an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 34(3): 281-285.
121. Owen DRJ, Hinton E (1980). *A simple guide to finite elements* Pineridge Press.
122. Kai CY, Yeo MF (1979). *A practical introduction to finite element analysis*.
123. Singh S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P (2012). Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self-drilling miniscrew implant system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 141(3): 327-336.
124. Holberg C, Rudzki-Janson I (2006). Stresses at the cranial base induced by rapid maxillary expansion. *The Angle Orthodontist* 76(4): 543-550.
125. Provatidis C, Georgiopoulos B, Kotinas Aa, McDonald J (2008). Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo/in vitro and finite element studies. *The European Journal of Orthodontics* 30(5): 437-448.
126. Gautam P, Zhao L, Patel P (2011). Biomechanical response of the maxillofacial skeleton to transpalatal orthopedic force in a unilateral palatal cleft. *The Angle Orthodontist* 81(3): 503-509.
127. Ludwig B, Baumgaertel S, Zorkun B, Bonitz L, Glasl B, Wilmes B, Lisson J (2013). Application of a new viscoelastic finite element method model and analysis of miniscrew-supported hybrid hyrax treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 143(3): 426-435.
128. Ulusoy Ç, Dogan M (2018). A new method for the treatment of unilateral posterior cross-bite: a three-dimensional finite element stress analysis study. *Progress in orthodontics* 19(1): 1-9.
129. Gómez-Gómez S-L, Villarraga-Ossa J-A, Arcila-Monsalve J-C, Moreno-Garzón D-M, Ardila C-M (2019). Influence of Hyrax screw position on dental movement and cortical bone: A study of finite elements. *Journal of clinical and experimental dentistry* 11(12): e1099.
130. Doruk C, BIÇAKÇI DAA (2000). Rapid maksiller ekspansiyon. *CÜ Dişhek Fak Dergisi* 3: 110-113.
131. Timms DJ (1980). A study of basal movement with rapid maxillary expansion. *American journal of orthodontics* 77(5): 500-507.
132. Wertz RA (1970). Skeletal and dental changes accompanying rapid midpalatal suture opening. *American journal of orthodontics* 58(1): 41-66.
133. da Silva Filho OG, do Prado Montes LA, Torelly LF (1995). Rapid maxillary expansion in the deciduous and mixed dentition evaluated through posteroanterior cephalometric analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 107(3): 268-275.
134. Adkins MD, Nanda RS, Currier GF (1990). Arch perimeter changes on rapid palatal expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 97(3): 194-199.
135. de Sousa Araugio RM, Landre Jr J, Silva DdLA, Pacheco W, Pithon MM, Oliveira DD (2013). Influence of the expansion screw height on the dental effects of the hyrax expander: A study with finite elements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 143(2): 221-227.

136. Gomes de Oliveira S, Seraidarian P, Landre Jr J, Oliveira D, Cavalcanti B (2006). Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. *Journal of oral rehabilitation* 33(12): 874-880.
137. Matsuyama Y, Motoyoshi M, Tsurumachi N, Shimizu N (2015). Effects of palate depth, modified arm shape, and anchor screw on rapid maxillary expansion: a finite element analysis. *European journal of orthodontics* 37(2): 188-193.
138. Lee SC, Park JH, Bayome M, Kim KB, Araujo EA, Kook Y-A (2014). Effect of bone-borne rapid maxillary expanders with and without surgical assistance on the craniofacial structures using finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 145(5): 638-648.
139. Chaconas SJ, Caputo AA (1982). Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances. *American journal of orthodontics* 82(6): 492-501.
140. Proffit WR, Fields Jr HW, Sarver DM (2012). *Contemporary Orthodontics*, 5e Elsevier India.
141. Halıcıoğlu K (2009). Hafızalı vida ve hyrax vidası ile yapılan hızlı üst çene genişletmesinin dentofasiyal yapılar üzerine etkilerinin karşılaştırılması. Doktora Tezi. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
142. Memikoğlu T, Iseri H (1997). Nonextraction treatment with a rigid acrylic, bonded rapid maxillary expander. *Journal of clinical orthodontics: JCO* 31(2): 113-118.
143. Proffit W (2013). *Contemporary Orthodontics* 5th edition, St. Louis, MO: Elsevier, Mosby.
144. Nienkemper M, Wilmes B, Pauls A, Drescher D (2013). Maxillary protraction using a hybrid hyrax-facemask combination. *Progress in orthodontics* 14(1): 1-8.
145. Sari Z, Uysal T, Usumez S, Basciftci FA (2003). Rapid maxillary expansion. Is it better in the mixed or in the permanent dentition? *The Angle Orthodontist* 73(6): 654-661.
146. Toroglu MS, Uzel E, Kayalioglu M, Uzel İ (2002). Asymmetric maxillary expansion (AMEX) appliance for treatment of true unilateral posterior crossbite. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 122(2): 164-173.
147. Yavan MA, Kaya S, Kervancioglu P, Kocahan S (2021). Evaluation of effects of a modified asymmetric rapid maxillary expansion appliance on the upper airway volume by cone beam computed tomography. *Journal of Dental Sciences* 16(1): 58-64.
148. Yagci A, Korkmaz YN, Buyuk SK, Yagci F, Atilla AO (2016). White spot lesion formation after treatment with full-coverage rapid maxillary expanders. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 149(3): 331-338.
149. Mackerle J (2004). Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990–2003. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 7(5): 277-303.
150. Ulusoy Ç, Darendeliler N (2008). Effects of Class II activator and Class II activator high-pull headgear combination on the mandible: a 3-dimensional finite element stress analysis study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 133(4): 490. e499-490. e415.
151. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R (2007). Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion: a finite element method study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 132(1): 5. e1-5. e11.
152. Priyadarshini J, Mahesh C, Chandrashekar B, Sundara A, Arun A, Reddy VP (2017). Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid

- maxillary expansion—a finite element method study. *Progress in orthodontics* 18(1): 1-8.
153. Akça K, İplikçioğlu H (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 16(5).
 154. Korioto T, Versluis A (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 8(1): 90-104.
 155. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry* 36(7): 463-471.
 156. Carvalho Trojan L, Andrés González-Torres L, Claudia Moreira Melo A, Barbosa de Las Casas E (2017). Stresses and Strains Analysis Using Different Palatal Expander Appliances in Upper Jaw and Midpalatal Suture. *Artificial organs* 41(6): E41-E51.
 157. Provatidis C, Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald J (2007). On the FEM modeling of craniofacial changes during rapid maxillary expansion. *Medical engineering & physics* 29(5): 566-579.
 158. Seong E-H, Choi S-H, Kim H-J, Yu H-S, Park Y-C, Lee K-J (2018). Evaluation of the effects of miniscrew incorporation in palatal expanders for young adults using finite element analysis. *The Korean Journal of Orthodontics* 48(2): 81-89.
 159. Melsen B, Melsen F (1982). The postnatal development of the palatomaxillary region studied on human autopsy material. *American journal of orthodontics* 82(4): 329-342.
 160. Sucu M, Yilmaz B, Ramoğlu Sİ (2021). Evaluation of Initial Stress Distribution and Displacement Pattern of Craniofacial Structures with 3 Different Rapid Maxillary Expansion Appliance Models: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *Turkish Journal of Orthodontics* 34(1): 18.
 161. Wertz RA (1968). Changes in nasal airflow incident to rapid maxillary expansion. *The Angle Orthodontist* 38(1): 1-11.
 162. Baldawa RS, Bhad WA (2011). Stress distribution analysis during an intermaxillary dysjunction: A 3-D FEM study of an adult human skull. *Annals of maxillofacial surgery* 1(1): 19.
 163. Boryor A, Geiger M, Hohmann A, Wunderlich A, Sander C, Sander FM, Sander FG (2008). Stress distribution and displacement analysis during an intermaxillary disjunction—a three-dimensional FEM study of a human skull. *Journal of biomechanics* 41(2): 376-382.
 164. Nowak R, Olejnik A, Gerber H, Frątczak R, Zawisławski E (2021). Comparison of Tooth-and Bone-Borne Appliances on the Stress Distributions and Displacement Patterns in the Facial Skeleton in Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion—A Finite Element Analysis (FEA) Study. *Materials* 14(5): 1152.
 165. Weissheimer A, de Menezes LM, Mezomo M, Dias DM, de Lima EMS, Rizzato SMD (2011). Immediate effects of rapid maxillary expansion with Haas-type and hyrax-type expanders: a randomized clinical trial. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 140(3): 366-376.
 166. Howe RP, McNamara Jr JA, O'connor KA (1983). An examination of dental crowding and its relationship to tooth size and arch dimension. *American journal of orthodontics* 83(5): 363-373.

167. Odenrick L, Karlander OD, Eva Lilja, Pierce OD, Angela, FRACDS OD, Kretschmar U (1991). Surface resorption following two forms of rapid maxillary expansion. *The European Journal of Orthodontics* 13(4): 264-270.
168. Martins DC, Souki BQ, Cheib PL, Silva GA, Reis ID, Oliveira DD, Nunes E (2016). Rapid maxillary expansion: Do banded teeth develop more external root resorption than non-banded anchorage teeth? *The Angle Orthodontist* 86(1): 39-45.

