

**T.C.**

**AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ**

**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI**

**UZAMIŞ ÜST BİRİNCİ MOLARIN FARKLI  
YÖNTEMLERLE İNTRÜZYONUNUN SONLU ELEMANLAR  
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DT. CANSU ÖZGÜ**

**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Dr. Öğr. Üyesi Yazgı AY ÜNÜVAR**

Bu tez Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından DHF-19011 proje numarası ile desteklenmiştir.

**AYDIN-2022**

## KABUL VE ONAY

T.C. Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Doktora Programı öğrencisi Cansu ÖZGÜ tarafından hazırlanan “Uzamış Üst Birinci Moların Farklı Yöntemlerle İntrüzyonunun Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi” başlıklı tez, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 29/11/2022

Üye (T.D.): Dr. Öğr. Üyesi Yazgı AY ÜNÜVAR Aydın Adnan Menderes Üniversitesi.....

Üye : Prof. Dr. Musa Şamil AKYIL Aydın Adnan Menderes Üniversitesi.....

Üye : Doç. Dr. Fundagül BİLGİÇ ZORTUK Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi.....

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Selin YEŞİLTEPE Aydın Adnan Menderes Üniversitesi.....

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Serpil ÇOKAKOĞLU Denizli Pamukkale Üniversitesi.....

### ONAY:

Bu tez Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsünün ..... tarih ve ..... sayılı oturumunda alınan ..... numaralı Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Süleyman AYPAK

Enstitü Müdürü

## TEŞEKKÜR

Hem doktora sürecimde, hem de özel hayatımda bana hep destek olan, emeklerini asla ödeyemeyeceğim canım hocam Prof. Dr. Törün ÖZER'e ve babası diş hekimi Ziya Özer'e; bana mesleğimi öğreten ve beni öz evatları gibi görerek en iyi şekilde yönlendirmeye çalışan hocalarım Doç. Dr. Alev Yılmaz'a ve Doç. Dr. Mine Geçgelen Cesur'a; hastalandığımda kendi evini açıp benimle ilgilenecek kadar şefkatli, hem iyi hem kötü zamanlarımızı paylaştığımız, doktora sürecim boyunca benim için sonsuz emek harcamış danışman hocam Dr. Öğretim Üyesi Yazgı Ay Ünüvar'a çok teşekkür ederim.

Tez konumu proje olarak değerlendiren ve tez çalışmamın maddi giderlerini karşılayan Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na; Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde görev yapmış ve yapmakta olan, artık aile olduğumuz, adını sayamayacağım tüm personele yardımları için çok teşekkür ederim.

İş arkadaşı olarak başlayan tanışıklığımızın kardeşliğe evrildiği, hayatımın ayrılmaz bir parçası olarak kalacak olan sevgili Emrah Karaçayır'a, çalışkan eşi Ece Karaçayır'a ve tatlı kızları Likya Karaçayır'a; yoldaşım, en kötü günlerimin destekçisi canım arkadaşım ortodontist Şükriye Şekerci'ye, kıymetli eşi Dr. Ulaş Şekerci'ye ve biricik evlatları Deniz Şekerci'ye her koşulda yanımda oldukları için çok teşekkür ederim.

Yıllarca aynı kliniği paylaştığımız, birlikte gülüp birlikte ağladığımız ortodontist Yusuf Özant'a ve bana hep yardım etmek için koşturan fedakar eşi canım arkadaşım Eda Şahin Özant'a; doktora ve uzmanlık süreçlerimizde hep yan yana olduğumuz canım arkadaşlarım Hazal Erdinç'e, Büşra Güven Hepyükselen'e, Aslıhan Ulusoy'a ve adını saymadığım tüm asistan arkadaşlarıma destekleri ve dostlukları için çok teşekkür ederim.

Benim bugünlere gelmemi sağlayan, hayatımın yapı taşları babam Ümit Özgü'ye, annem Yeşim Özgü'ye ve kardeşlerim Can Özgü ve Gülin Keskin Özgü'ye en içten sevgi ve teşekkürlerimi sunuyorum.

# İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
RESİMLER DİZİNİ.....	xviii
TABLolar DİZİNİ.....	xix
ÖZET.....	xx
ABSTRACT.....	xxii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. İntrüzyon.....	3
2.1.1. Kök Rezorpsiyonu.....	4
2.1.2. Posterior İntrüzyon Mekanikleri.....	5
2.1.2.1. Oksipital (High-pull) Headgear.....	5
2.1.2.2. Posterior Isırma Blokları.....	7
2.1.2.3. Mıknatıslı Apareyler.....	9

2.1.2.4. Springli Posterior Isırma Blokları.....	10
2.1.2.5. Rapid Molar Intruder.....	12
2.1.2.6. İntrüziv Kuvvet Uygulayıcı Arklar.....	13
2.1.2.7. Transpalatal Arklar.....	14
2.1.2.8. İskeletsel Ankraj Aygıtlarının Kullanıldığı Posterior İntrüzyon Mekanikleri.....	15
2.2. Ortodontide Ankraj.....	16
2.2.1. İskeletsel Ankraj.....	17
2.2.2. Geçici Ankraj Aygıtlarının Tarihçesi.....	18
2.2.3. Maksiller Molar Dişlerin İntrüzyonu için Mini Vida Yerleşim Bölgeleri.....	20
2.2.3.1. İnfracigomatik Kret.....	21
2.2.3.2. Posterior Vestibüler Alveolar Bölge.....	22
2.2.3.3. Posterior Palatinal Alveolar Bölge.....	23
2.2.3.4. Median ve Paramedian Bölgeler.....	24
2.2.4. Mini Vidalarda Başarı.....	26
2.2.4.1. Mini Vida Tasarımıyla İlgili Faktörler.....	26
2.2.4.2. Hastayla İlgili Faktörler.....	28
2.2.4.3. Mini Vida Uygulanacak Bölgeyle İlgili Faktörler.....	29
2.2.4.4. Mini Vida Uygulama Prosedürüyle İlgili Faktörler.....	29
2.2.4.5. Uygulanan Kuvvetle İlgili Faktörler.....	30
2.2.5. Mini Vidalarla İlgili Oluşabilecek Risk ve Komplikasyonlar.....	31

2.3. Gerilme Analiz Yöntemleri.....	33
2.3.1. Sonlu Elemanlar Analizi.....	34
2.3.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Uygulanması.....	36
2.3.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları.....	38
2.3.4. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları.....	39
2.3.5. Terminoloji ve Temel Kavramlar.....	40
2.3.5.1. Gerilme (Stress).....	40
2.3.5.2. Asal Gerilmeler (Principal Stress).....	40
2.3.5.3. Von Mises Gerilmesi.....	41
2.3.5.4. Gerinim (Strain).....	41
2.3.5.5. Elastisite-Viskoelastisite.....	42
2.3.5.6. Hooke Kanunu ve Elastiklik Modülü (Young Modülü).....	42
2.3.5.7.Poisson Oranı.....	43
2.3.5.8. İzotropi, Anizotropi, Ortotropi ve Homojen Cisim.....	43
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	45
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	46
3.1.1. Maksillanın Modellenmesi.....	47
3.1.2. Dişlerin ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi.....	50
3.1.3. Braket, Tüp, Bant ve Ark Telinin Modellenmesi.....	51
3.1.4. Mini Vida, Transpalatal Ark ve Mousetrap Apareyinin Modellenmesi.....	51

3.2. Model Setlerinin Oluşturulması.....	53
3.2.1. Birinci Modelin Oluşturulması.....	53
3.2.2. İkinci Modelin Oluşturulması.....	54
3.2.3. Üçüncü Modelin Oluşturulması.....	56
3.2.4. Dördüncü Modelin Oluşturulması.....	57
3.3. Matematiksel Modellerin Oluşturulması.....	58
3.4. Materyal Özelliklerinin Tanıtılması.....	60
3.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi.....	61
3.6. Analizlerin Yapılması ve Sonuçların Alınması.....	61
4. BULGULAR.....	63
4.1. Birinci Modele Ait Bulgular.....	64
4.1.1. Yer Değiştirme Bulguları.....	64
4.1.1.1. Transversal Düzlemdeki (X Ekseni) Yer Değiştirmeler.....	64
4.1.1.2. Sagittal Düzlemdeki (Y Ekseni) Yer Değiştirmeler.....	66
4.1.1.3. Vertikal Düzlemdeki (Z Ekseni) Yer Değiştirmeler.....	68
4.1.1.4. Toplam Yer Değiştirme Bulguları.....	69
4.1.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler.....	71
4.1.3. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler.....	72
4.1.4. Spongioz Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler.....	76
4.2. İkinci Modele Ait Bulgular.....	78

4.2.1. Yer Değişirme Bulguları.....	78
4.2.1.1. Transversal Düzlemdeki (X Ekseni) Yer Değişirmeler.....	79
4.2.1.2. Sagittal Düzlemdeki (Y Ekseni) Yer Değişirmeler.....	80
4.2.1.3. Vertikal Düzlemdeki (Z Ekseni) Yer Değişirmeler.....	82
4.2.1.4. Toplam Yer Değişirme Bulguları.....	83
4.2.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler.....	85
4.2.3. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler.....	86
4.2.4. Spongioz Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler.....	91
4.3. Üçüncü Modele Ait Bulgular.....	93
4.3.1. Yer Değişirme Bulguları.....	93
4.3.1.1. Transversal Düzlemdeki (X Ekseni) Yer Değişirmeler.....	94
4.3.1.2. Sagittal Düzlemdeki (Y ekseni) Yer Değişirmeler.....	95
4.3.1.3. Vertikal Düzlemdeki (Z Ekseni) Yer Değişirmeler.....	97
4.3.1.4. Toplam Yer Değişirme Bulguları.....	98
4.3.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler.....	100
4.3.3. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler.....	102
4.3.4. Spongioz Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler.....	106
4.4. Dördüncü Modele Ait Bulgular.....	108
4.4.1. Yer Değişirme Bulguları.....	108
4.4.1.1. Transversal Düzlemdeki (X ekseni) Yer Değişirmeler.....	109



4.4.1.2. Sagittal Düzlemdeki (Y Ekseni) Yer Değiş-tirmeler.....	110
4.4.1.3. Vertikal Düzlemdeki (Z Ekseni) Yer Değiş-tirmeler.....	112
4.4.1.4. Toplam Yer Değiş-tirme Bulguları.....	113
4.4.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler.....	115
4.4.3. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler.....	117
4.4.4. Spongioz Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler.....	121
4.5. Modellerin Karşılaştırılması.....	123
5. TARTIŞMA.....	125
5.1. Amacın Tartışılması.....	125
5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	128
5.2.1. Analiz Yönteminin Tartışılması.....	130
5.2.2. Senaryoların Tartışılması.....	133
5.3. Bulguların Tartışılması.....	139
5.3.1. Birinci Modele Ait Bulguların Tartışılması.....	139
5.3.1.1. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmelerin Tartışılması.....	139
5.3.1.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması.....	141
5.3.1.3. Kemikte Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması.....	143
5.3.2. İkinci Modele Ait Bulguların Tartışılması.....	145
5.3.2.1. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmelerin Tartışılması.....	145
5.3.2.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması.....	147

5.3.2.3. Kemikte Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması.....	148
5.3.3. Üçüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması.....	149
5.3.3.1. Dişlerde meydana gelen yer değiştirmelerin tartışılması.....	149
5.3.3.2. Dişlerde meydana gelen gerilmelerin tartışılması.....	151
5.3.3.3. Kemikte Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması.....	152
5.3.4. Dördüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması.....	153
5.3.4.1. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmelerin Tartışılması.....	153
5.3.4.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması.....	154
5.3.4.3. Kemikte Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması.....	155
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	157
KAYNAKLAR.....	159
EKLER.....	195
Ek-1 (Etik Kurul Onayı).....	195
BİLİMSEL ETİK BEYANI.....	196
ÖZGEÇMİŞ.....	197

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

- ANB** : A noktası-Nasion-B noktası
- CPU** : Central process unit (merkezi işlem birimi)
- Ghz** : Gigahertz
- KIBT** : Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
- kvp** : Kilovolt
- mA** : Miliamper
- maks** : Maksimum
- MEAW** : Multiloop edgewise archwire
- min** : Minimum
- mm** : Milimetre
- MPa** : MegaPaskal
- N** : Newton
- nm** : Nanometre
- N/mm<sup>2</sup>** : Newton/milimetrekare
- P** : Paskal
- PDL** : Periodontal ligament
- RAM** : Random access memory (Rastgele erişimli bellek)

**RMI** : Rapid Molar Intruder

**SNA** : Sella-Nasion-A noktası

**SNB** : Sella-Nasion-B noktası

**TPA** : Transpalatal ark

**%** : Yüzde

**°** : Derece

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Farklı geometrilere sahip eleman örnekleri (Kırmızı noktalar düğümleri temsil etmektedir.).....	36
Şekil 2. Elde edilen analiz değerlerinin renk kodları ile görsel hale getirilmesi.....	38
Şekil 3. Maksillanın geometrik modeli.....	49
Şekil 4. Kortikal kemiğin “Offset yöntemi” ile uzaklaştırılmasıyla elde edilen spongioz kemiğin geometrik modeli.....	49
Şekil 5. Dişler ve periodontal ligamentlerinin geometrik modeli.....	50
Şekil 6. Wilmes ve diğerlerinden (2018) Mousetrap apareyi.....	51
Şekil 7. Mini Vidanın geometrik modeli.....	52
Şekil 8. Tüm senaryolarda kullanılan anatomik geometrik model.....	53
Şekil 9. Birinci senaryoda oluşturulan geometrik model.....	54
Şekil 10. İkinci senaryoda oluşturulan geometrik model.....	55
Şekil 11. İkinci senaryoda oluşturulan geometrik modelin başka bir açıdan görseli.....	56
Şekil 12. Üçüncü senaryoda oluşturulan geometrik model.....	57
Şekil 13. Dördüncü senaryoda oluşturulan geometrik model.....	58
Şekil 14. Ağ yapının oluşturulması.....	59
Şekil 15. Sınır koşullarının uygulanması.....	61

<b>Şekil 16.</b> Uygulanan kuvvet vektörlerinin şematik görüntüleri (a: birinci model, b: ikinci model, c: üçüncü model, d: dördüncü model).....	62
<b>Şekil 17a.</b> Birinci modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm).....	65
<b>Şekil 17b.</b> Birinci modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm).....	66
<b>Şekil 18a.</b> Birinci modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm).....	67
<b>Şekil 18b.</b> Birinci modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm).....	67
<b>Şekil 19a.</b> Birinci modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm).....	68
<b>Şekil 19b.</b> Birinci modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm).....	69
<b>Şekil 20a.</b> Birinci modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (apikal görünüm).....	70
<b>Şekil 20b.</b> Birinci modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (oklüzal görünüm).....	70
<b>Şekil 21a.</b> Birinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (apikal görünüm).....	71
<b>Şekil 21b.</b> Birinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (oklüzal görünüm).....	72
<b>Şekil 22a.</b> Birinci modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm).....	73
<b>Şekil 22b.</b> Birinci modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (sagittal görünüm).....	73
<b>Şekil 22c.</b> Birinci modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (frontal görünüm).....	74
<b>Şekil 23a.</b> Birinci modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm).....	75

<b>Şekil 23b.</b> Birinci modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (sagittal görünüm).....	75
<b>Şekil 23c.</b> Birinci modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (frontal görünüm).....	76
<b>Şekil 24.</b> Birinci modelde spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler.....	77
<b>Şekil 25.</b> Birinci modelde spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilmeler.....	78
<b>Şekil 26a.</b> İkinci modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm).....	79
<b>Şekil 26b.</b> İkinci modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm).....	80
<b>Şekil 27a.</b> İkinci modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm).....	81
<b>Şekil 27b.</b> İkinci modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm).....	81
<b>Şekil 28a.</b> İkinci modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm).....	82
<b>Şekil 28b.</b> İkinci modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm).....	83
<b>Şekil 29a.</b> İkinci modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (apikal görünüm).....	84
<b>Şekil 29b.</b> İkinci modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (oklüzal görünüm).....	84
<b>Şekil 30a.</b> İkinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (apikal görünüm).....	85
<b>Şekil 30b.</b> İkinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (oklüzal görünüm).....	86
<b>Şekil 31a.</b> İkinci modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm).....	87
<b>Şekil 31b.</b> İkinci modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (sagittal görünüm).....	88

<b>Şekil 31c.</b> İkinci modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (frontal görünüm).....	88
<b>Şekil 32a.</b> İkinci modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm).....	89
<b>Şekil 32b.</b> İkinci modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (sagittal görünüm).....	90
<b>Şekil 32c.</b> İkinci modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (frontal görünüm).....	90
<b>Şekil 33.</b> İkinci modelde spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler.....	92
<b>Şekil 34.</b> İkinci modelde spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilmeler.....	93
<b>Şekil 35a.</b> Üçüncü modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm).....	94
<b>Şekil 35b.</b> Üçüncü modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)....	95
<b>Şekil 36a.</b> Üçüncü modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm).....	96
<b>Şekil 36b.</b> Üçüncü modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm).....	96
<b>Şekil 37a.</b> Üçüncü modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm).....	97
<b>Şekil 37b.</b> Üçüncü modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm).....	98
<b>Şekil 38a.</b> Üçüncü modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (apikal görünüm).....	99
<b>Şekil 38b.</b> Üçüncü modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (oklüzal görünüm).....	100
<b>Şekil 39a.</b> Üçüncü modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (apikal görünüm).....	101
<b>Şekil 39b.</b> Üçüncü modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (oklüzal görünüm).....	101



<b>Şekil 40a.</b> Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm).....	103
<b>Şekil 40b.</b> Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (sagittal görünüm).....	103
<b>Şekil 40c.</b> Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (frontal görünüm).....	104
<b>Şekil 41a.</b> Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm).....	105
<b>Şekil 41b.</b> Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (sagittal görünüm).....	105
<b>Şekil 41c.</b> Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (frontal görünüm).....	106
<b>Şekil 42.</b> Üçüncü modelde spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler.....	107
<b>Şekil 43.</b> Üçüncü modelde spongios kemikte oluşan minimum asal gerilmeler.....	108
<b>Şekil 44a.</b> Dördüncü modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm).109	
<b>Şekil 44b.</b> Dördüncü modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm).....	110
<b>Şekil 45a.</b> Dördüncü modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm).....	111
<b>Şekil 45b.</b> Dördüncü modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)....	111
<b>Şekil 46a.</b> Dördüncü modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm).....	112
<b>Şekil 46b.</b> Dördüncü modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)...	113
<b>Şekil 47a.</b> Dördüncü modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (apikal görünüm).....	114

<b>Şekil 47b.</b> Dördüncü modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (oklüzal görünüm).....	114
<b>Şekil 48a.</b> Dördüncü modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (apikal görünüm).....	116
<b>Şekil 48b.</b> Dördüncü modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (oklüzal görünüm)...	116
<b>Şekil 49a.</b> Dördüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm).....	118
<b>Şekil 49b.</b> Dördüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (sagittal görünüm).....	118
<b>Şekil 49c.</b> Dördüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (frontal görünüm).....	119
<b>Şekil 50a.</b> Dördüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm).....	120
<b>Şekil 50b.</b> Dördüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (sagittal görünüm).....	120
<b>Şekil 50c.</b> Dördüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (frontal görünüm).....	121
<b>Şekil 51.</b> Dördüncü modelde spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler.....	122
<b>Şekil 52.</b> Dördüncü modelde spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilmeler.....	123

## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 1.</b> Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum) Optik Tarayıcı.....	46
<b>Resim 2.</b> Maksillaya ait KIBT görüntüsü.....	47
<b>Resim 3.</b> “Interactive segmentation” yöntemi ile kemik dokusunun segmentasyonu.....	48

## TABLÖLAR DİZİNİ

<b>Tablo 1.</b> Senaryolarda kullanılan düğüm ve eleman sayıları.....	59
<b>Tablo 2.</b> Materyallerin Poisson oranları ve elastiklik modülleri.....	60
<b>Tablo 3.</b> Dişler üzerinde ölçülen en yüksek von Mises gerilme değerleri.....	124
<b>Tablo 4.</b> Kortikal ve spongios kemikte ölçülen en yüksek çekme ve basma gerilme değerleri.....	124

## ÖZET

### UZAMIŞ ÜST BİRİNCİ MOLARIN FARKLI YÖNTEMLERLE İNTRÜZYONUNUN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

**Özgü C. Aydın Adnan Menderes Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti  
Doktora Programı, Doktora Tezi, Aydın, 2022.**

**Amaç:** Bu çalışmada, uzamış üst birinci moları intrüze etmek için tasarlanmış dört farklı sistemde kemik dokular ve dişler üzerindeki gerilme dağılımları ile dişlerdeki yer değiştirmeler sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiş ve in-vivo olarak gözlenemeyen yan etkilerin tespit edilerek klinik uygulamalara ışık tutması amaçlanmıştır.

**Gereç ve Yöntem:** İlk senaryoda, tüm maksiller dişler braketlenerek 0,016 inch çaplı nikel-titanyum ark teli geçilmiştir. İkinci senaryoda bantlanmış birinci molarlara palatinal ve bukkale yerleştirilmiş mini vidalardan intrüzyon kuvveti uygulanmış, üçüncü senaryoda bukkale yerleştirilmiş mini vidadan kuvvet uygulanarak palatinalden transpalatal ark ile desteklenmiş, dördüncü senaryonda ise midpalatal sutura yerleştirilen mini vidalardan destek alan Mousetrap apareyi ile sadece palatinalden intrüzyon kuvveti uygulanmıştır. Bunun için mandibula hariç tüm kranyumun kortikal ve spongiöz kemik dokuları, dişler, periodontal ligamentleri ve kullanılan tüm apareyler bilgisayar ortamında modellenmiş ve tüm senaryolarda sağ maksiller birinci molar dişe toplam 100 gram kuvvet uygulanmıştır. Dişlerde üç düzlemde meydana gelen yer değiştirmeler ile von Mises gerilmeleri, kortikal ve spongiöz kemiklerde meydana gelen basma ve çekme gerilmeleri not edilerek karşılaştırılmıştır.

**Bulgular:** Dişlerde meydana gelen en yüksek von Mises gerilmesi 0,33 N/mm<sup>2</sup> olarak ilk senaryoda ölçülmüştür. Kortikal kemikteki en yüksek basma ve çekme gerilmeleri sırasıyla 0,80 N/mm<sup>2</sup> ve 0,90 N/mm<sup>2</sup> olarak ikinci senaryoda ölçülmüştür. Spongiöz kemikler üzerindeki değerler oldukça düşük bulunmuştur. Dişlerde meydana gelen en şiddetli devrilme ile en az intrüzyon hareketleri ise ilk senaryoda tespit edilmiştir.

**Sonuç:** Hiçbir senaryoda kök rezorpsiyonuna sebep olabilecek veya mini vida kaybına yol açabilecek şiddette bir gerilme tespit edilmemiştir. Son üç senaryoda uygulanan mekanikler, maksiller molar diş intrüzyonu için uygun bulunmuştur.

**Anahtar kelimeler:** Molar İntrüzyonu, Sonlu Elemanlar Analizi

## ABSTRACT

### COMPARISON OF DIFFERENT INTRUSION METHODS OF AN OVERERUPTED MAXILLARY FIRST MOLAR USING FINITE ELEMENT ANALYSIS

**Ozgu C. Aydın Adnan Menderes University, Health Sciences Institute, Orthodontics  
Doctorate Program, Doctorate Thesis, Aydın, 2022.**

**Objective:** In this study, four different systems were designed to intrude elongated upper first molar. Teeth movements, stress distributions on teeth and bone structures and also the side effects which cannot be seen in-vitro were evaluated with our aim to guide clinical practise.

**Material and Methods:** In the first scenario, fixed orthodontic appliance therapy was applied to whole maxillary arch, bonding brackets on each tooth and ligating 0,016 inch diameter nitinol arch wire. In the second scenario, intrusion forces from both buccally and palatally placed miniscrews were applied to the banded first molar. In the third scenario, intrusion force was applied only from the buccally placed miniscrew, but the first molar was supported with a rigid transpalatal arch. In the fourth scenario, intrusive force was applied palatally from Mousetrap appliance supported by two miniscrews placed on midpalatal suture. Whole cranium except for the mandibula, including cortical and cancellous bone tissues, teeth, periodontal ligaments and all appliances mentioned were modelled using softwares programs. In all scenarios, 100 gram forces were applied to right first maxillary molar. Displacements in three dimensions and von Mises stresses occurred on teeth and compressive and tensile stresses occurred on cortical and cancellous bones were noted and compared.

**Results:** The highest von Mises stress value was measured in the first scenario as 0,33 N/mm<sup>2</sup>. The highest compressive and tensile stresses in the cortical bone were measured in the second scenario as 0,80 N/mm<sup>2</sup> and 0,90 N/mm<sup>2</sup> respectively. The stress levels on the cancellous bone were rather low. The most severe tipping and the least amount of intrusion movements were determined in the first scenario.

**Conclusion:** In each scenario the stress levels were acceptable, no stress was detected which could cause root resorption or lead to miniscrew loss. The mechanics in the last three scenarios were found to be biomechanically convenient.

**Keywords:** Finite Element Analysis, Molar Intrusion



# 1. GİRİŞ

Mandibular birinci molarlar ağıza ilk süren daimi dişler olup genelde en önce çürüyen ve birçok toplumda en sık kaybedildiği bildirilen dişlerdir (Alesia ve Khalil, 2013; Corraini ve diğerleri, 2009; Dechkunakorn ve diğerleri, 1990; Ozmen, 2019; Taiwo ve diğerleri, 2017). Bu kayıp kısa süre içinde telafi edilmezse karşısında bulunan üst birinci molar boşluğa doğru uzar; oklüzal çatışmalara ve periodontal problemlere sebep olur (Lindskog-Stokland ve diğerleri, 2012). Bu problemler de kaybedilmiş mandibular birinci moların protetik tedavisine büyük engel oluşturur.

Geçmişte bu sorunu çözmek için posterior maksiller osteotomi, sarkmış dişe kanal tedavisi sonrası oklüzal redüksiyon veya tam kuron restorasyonu ve hatta bu dişin çekimi gibi agresif yöntemler önerilmekteydi (Alexander ve Van Sickels, 1979). Ortodontik tedavi ile intrüzyon en makul seçenek olmasına rağmen tüm dişlerin ankraj alındığı konvansiyonel yöntemlerde ise sonuç genelde intrüzyondan çok diğer dişlerin ekstrüzyonu olmakta veya lokalize bir problemin çözümü için ekstraoral apareylerin kullanılması gerekmektedir (Yao ve diğerleri, 2004). Oksipital (high-pull) headgear (Proffit, 2000), posterior ısırma blokları (İşcan ve Sarısoy, 1997), mıknatıslı apareyler (Kalra ve diğerleri, 1989), molar intruder apareyi (Çinsar ve diğerleri, 2007) gibi birçok aparey bu amaçla kullanılmış ancak hasta kooperasyonu gerektirmeleri, yetişkin hastalar tarafından kabul edilmemeleri, kontrol edilmesi güç yan etkilere sahip olmaları ve gerçek intrüzyon etkilerinin kısıtlı olması gibi birçok sebep ortodontistleri başka yollar aramaya sevk etmiştir (Pinzan-Vercelino ve diğerleri, 2017).

Mini vidaların ortodontide kullanılmaya başlanması ile tam ankraj kavramı ortaya çıkmış ve hızla yukarıda bahsi geçen geleneksel yöntemlerin yerini almaya başlamıştır. Daha tahmin edilebilir sonuçlar vermesi, minimal invaziv olması, hasta kooperasyonu gerektirmemesi gibi birçok olumlu yanıyla özellikle molar intrüzyonu gibi klinik olarak elde edilmesi zor diş hareketlerini gerçekleştirmek amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır (Çifter, 2007; Gupta ve diğerleri, 2014; Paccini ve diğerleri, 2016; Pinzan-Vercelino ve diğerleri, 2017; Yao ve diğerleri, 2005).

Ortodontide uygulanan mekaniklerin dişlere ve çevre dokulara etkilerini incelemek daha doğru ve etkili tedaviler gerçekleştirebilmemiz için gereklidir. Ancak in-vivo yöntemlerle çeşitli dokularda gerilme, gerinim, yer değiştirme gibi biyomekanik özelliklerin incelenmesi oldukça kısıtlıdır (Çifter ve Saraç, 2011). Sonlu elemanlar analizi yıllardır mühendislikte kullanılan ve herhangi bir materyalin herhangi bir kuvvet sisteminde kuvvetin uygulandığı anda gösterdiği değişikliklerin kantitatif sonuçlarını veren in-vitro bir simülasyon olarak tanımlanabilir (Pekhale ve diğerleri, 2016). Bu analiz, kompleks geometriye sahip yapıların “eleman” denen basit birçok küçük parçaya bölünmesiyle matematiksel denklemler elde edilip, bu denklemlerin çözülmesine dayanır (Çifter ve Saraç, 2011). Ortodontide sonlu elemanlar analizi kullanılarak; materyallerin veya tasarımların araştırılmasından (örneğin mini vidalar), çeşitli hareketlerin biyolojik dokularda oluşturduğu yanıtların incelenmesine (örneğin kanin distalizasyonu) kadar farklı birçok alanda yararlanılmaktadır (Rudolph ve diğerleri, 2001). Bu sayede oluşabilecek yan etkiler önceden görülerek kullanılacak mekanikler yeniden düzenlenebilmektedir.

Antagonistini kaybetmesi sonucu uzamış maksiller molarlarla günlük ortodonti rutininde sıklıkla karşılaşılmasına ve konuyla ilgili birçok vaka raporu bildirilmiş olmasına rağmen literatürde bu problemleri çözmek için kullanılan mekaniklerin sonlu elemanlar analizi ile incelendiği bir çalışma bulunmamaktadır. Buradan yola çıkılarak bu çalışmada mandibular birinci moların kaybı sebebiyle ekstrüze olmuş bir üst birinci moların dört farklı yöntemle intrüzyonunun sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilerek; dişlerin, kortikal ve spongios kemiklerin bu yöntemlerden nasıl etkilendiğinin incelenmesi ve kıyaslanması amaçlanmıştır. Çalışmamızın sonuçlarının, klinik uygulamalarda hastaya özgü mekanik seçiminde yol gösterici olması hedeflenmektedir.

Çalışmamızın başlangıç hipotezi (H0); “Sarkmış molar bir dişe farklı yöntemlerle ancak eşit kuvvetler uygulandığında dişlerde ve kemik dokuda farklı şiddette ve dağılımda gerilmelerin oluşması ve dişlerde farklı yönlerde yer değiştirmelerin meydana gelmesi beklenmemektedir.” olarak; alternatif hipotezi (H1) ise “Sarkmış molar bir dişe farklı yöntemlerle ancak eşit kuvvetler uygulandığında dişlerde ve kemik dokuda farklı şiddette ve dağılımda gerilmelerin oluşması ve dişlerde farklı yönlerde yer değiştirmelerin meydana gelmesi beklenmektedir.” olarak kurulmuştur.

## 2. GENEL BİLGİLER

Çalışmamızın daha iyi anlaşılabilmesi için öncelikle intrüzyon hareketi ve yöntemleri, mini vidalar ve sonlu elemanlar analizinden bahsedilecektir.

### 2.1. İntrüzyon

Dişin alveol kreti içinde uzun eksenini doğrultusunda apikal yönde hareketine intrüzyon denir. Ortodontide bir dişi intrüze etmek uzun süre imkansız olarak görülmüştür. Günümüzde birçok farklı mekanikle intrüzyon hareketi yapılmaktadır (Proffit, 2000).

Diş hareketi temel olarak biyoelektrik ve basınç-gerilme teorileri ile açıklanır. Biyoelektrik teorisinin, alveolar kemiğin kuvvet altında eğilip bükülmesi sonucu kemik metabolizmasını düzenleyen elektrik sinyallerinin salınması yoluyla diş hareketinin ilk safhasından sorumlu olduğu düşünülmektedir. Basınç-gerilme teorisi ise diş hareketinin devamını açıklar. Bu teoriye göre, periodontal ligamentteki kan akımının değişmesi sonucu kimyasal mesajcılar salınmakta; bu mesajcılar da hücreler arası farklılaşmaları tetiklemektedir. Diş kuvvet uygulandığında basınç bölgesinde kan damarları daralır, gerilme bölgesinde ise genişler. Sıkışma bölgelerinde osteoklastik aktivite artarken gerilme bölgelerinde osteoblastik aktivite gözlenir ve diş kuvvetinin uygulandığı yönde hareket etmiş olur (Graber ve diğerleri, 2011; Proffit, 2000).

İntrüzyon hareketinin düzgün bir şekilde gerçekleşmesi için uygulanan kuvvetin dişin hem bukkopalatinal hem de meziodistal olarak direnç merkezinden geçmesi gereklidir. Aksi takdirde dişte devrilme görülür (Park ve diğerleri, 2005). Diş intrüzyon kuvveti uygulandığında dişin kök ucunda çok fazla kuvvet birikimi olacağı için çok hafif kuvvetler uygulanması gerektiği, ancak bu sayede intrüzyon hareketi görülebileceği bildirilmiştir (Proffit, 2000).

### 2.1.1. Kök Rezorpsiyonu

Intrüziv kuvvetlerinin küçük bir alana sahip olan apekte yoğunlaşması intrüzyonu kök rezorpsiyonu açısından en riskli diş hareketlerinden biri haline getirmektedir. Histolojik olarak incelendiğinde periodontal ligamentin en çok sıkıştığı bölgelerinde vasküler yapılar ve hücreler bozulmaya uğrar ve mikroskop altında cam gibi görüntülenen hyalinizasyon bölgesi denen steril nekrotik alanlar ortaya çıkar. Diş hareketi de bu alanların ortadan kaldırılması ve komşu kemik rezorpsiyonu sağlanana kadar ertelenmiş olur. Bu alanda hiçbir hücrel aktivite bulunmadığı için hyalinizasyon bölgesinin rezorpsiyonu, makrofajların sağlıklı komşu periodontal ligamentten göçü sayesinde olur. Aynı sebepten komşu kemikte de periodontal ligament kaynaklı direkt rezorpsiyon gerçekleşemez. Komşu kemiğin ortadan kaldırılması, çevre kemik dokulardan osteoklastların farklılaşması sonucu indirekt rezorpsiyonla sağlanır (Brudvik ve Rygh, 1994; Graber ve diğerleri, 2011; Proffit, 2000).

Bu nekrotik hyalinize dokunun elimine edilmesi esnasındaki fagositik aktivite, diş kökündeki koruyucu sementoid tabakayı ve olgun periodontal fibrilleri de ortadan kaldırır ve kök yüzeyinin rezorpsiyona duyarlı hale gelmesine sebep olur (Brudvik ve Rygh, 1993a, 1993b). Klastik hücrelerin bu hassas mineralize dokuya ulaşmasıyla hyalinizasyon sınırından itibaren kök rezorpsiyonu başlar (Graber ve diğerleri, 2011).

Ortodontik kuvvetin sonlandırılmasından 2-10 hafta sonra hyalinizasyon tabakası tamamen kaybolur ve rezorpsiyon lakunalarında tamir başlar. Dolayısıyla intrüzyon hareketi esnasında ortodontik tedavi kaynaklı eksternal kök rezorpsiyonunu engellemek için ya aralıklı (intermittent) kuvvetler tercih edilmeli ya da aşırı düşük devamlı (continuous) kuvvetler uygulanması önerilmiştir (Acar ve diğerleri, 1999; Graber ve diğerleri, 2011). Tedavi süresinin gereğinden uzun tutulması kök rezorpsiyonu riskini artırır (Dermaut ve Munck, 1966; Harry ve Sims, 1982; McFadden ve diğerleri, 1989).

Ortodontik kaynaklı eksternal kök rezorpsiyonuna sebep olan faktörleri tespit edebilmek için birçok çalışma yapılmış olup hangi mekanizmalarla gerçekleştiği hala tam olarak aydınlatılabilmemiş değildir. Brezniak ve Wasserstein 1993'te yaptıkları sistematik derlemede kök rezorpsiyonu etiolojisinin; kişisel yatkınlık, heredite, ortodontik mekaniklerle bağlantılı

sistemik, lokal ve anatomik faktörleri kapsayan oldukça komplike bir konu olduğunu bildirmişlerdir.

Kökün apikal üçlünün vasküler ve hücrel olarak daha aktif olan hücrel sementumla kaplı olması, servikalden apikale gidildikçe sementum sertliği ve elastik modülünün azalması, periodontal liflerin apikal üçlüdeki yönelimi, intrüzyon kuvvetinin çok dar bir alan olan apekte yoğunlaşması gibi sebepler bu bölgedeki rezorpsiyon riskini arttırdığı düşünülmektedir (Abass ve Hartsfield, 2007; Blaushild ve diğerleri, 1992; Lu ve diğerleri, 1999; Malek ve diğerleri, 2001). Ancak yapılan çalışmalarda intrüzyon sonrası oluşan rezorpsiyonun genelde minimal düzeyde olduğu, intrüzyon yapılmaksızın uygulanan ortodontik tedavilerle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı ve oluşan bu hasarın çoğunlukla tamir sementi ile giderildiği bildirilmiştir (Ari-Demirkaya ve diğerleri, 2005; Daimaruya ve diğerleri, 2001).

### **2.1.2. Posterior İntrüzyon Mekanikleri**

Dikey dentoalveolar gelişimin normal sınırları aşması ile meydana gelmiş ön açık kapanış olgularının tedavisinde, posterior dikey dentoalveolar gelişimin kontrol altına alınmak istendiği durumlarda ve antagonisti olmadığı için karşı diş kavisine uzamış dişlerin eski konumlarına getirilmesinde posterior bölge diş veya dişlerinde intrüzyon mekanikleri uygulanmalıdır (Graber ve diğerleri, 2011; Kravitz ve diğerleri, 2007b; Proffit, 2000).

#### **2.1.2.1. Oksipital (High-pull) Headgear**

Ortodontik tedavide ağız dışı kuvvetlerin kullanılmaya başlanması 19. yüzyıla kadar uzanır. Bu kuvvetler tek bir diş, diş grubunu veya tüm bir diş kavisini etkileyecek şekilde uygulanabilir. Birçok farklı şekilde modifiye edilebilen headgearlar ankraj arttırmak, çenelerin birbirleriyle olan sagittal ve/veya vertikal ilişkilerini düzenlemek ve fonksiyonel

veya sabit apareylerle kombine edilerek ortopedik tedavi amacıyla kullanılabilirler (Proffit, 2000; Ülgen, 2005).

Headgear, ağız içinde dişlere kuvvet ileten bir iç kol ve ona lehimli ağız dışından kuvvet aktaran bir dış kol ile başın çeşitli yerlerinden destek alan aparat olmak üzere iki parçadan oluşur ve ağız dışından destek aldığı bölgeye göre (oksipital (high-pull), servikal, kombine vs.) sınıflandırılır. Posterior bölgede intrüzyon istenen durumlarda, intrüzyon ve distalizasyon etkilerine sahip olan oksipital headgear kullanılmaktadır. Firouz ve diğerleri üst birinci molarlarda intrüzyon ve distalizasyon elde ettikleri çalışmalarında bu apareyi, ağız içi kolları üst birinci molarlardan pasif olarak geçirip dış kolları aynı dişlerin mezialinde kalacak şekilde iç koldan daha kısa tutarak ve trifurkasyon hizasından geçecek doğrultuda yaklaşık 20° eğimlendirerek kullanmışlar ve günde en az 12 saat her iki tarafta 500'er gram kuvvet uygulamışlardır (1992).

Literatürde daha çok üst arka dentoalveolar bölgenin aşırı gelişim gösterdiği iskeletsel ön açık kapanış vakalarında genellikle akrilik bir splint ile posterior dişlerin sürmesini önlemesi ve mandibulanın saat yönünün tersine rotasyonunun sağlanması amacıyla oksipital headgear kullanıldığı bildirilmiştir (Freeman ve diğerleri, 2007; Jacob ve diğerleri, 2013; Lagerström ve diğerleri, 1990; Turkkahraman ve Cetin, 2017).

Oksipital headgear kullanımında, uygulanan kuvvetin dişin/diş segmentinin direnç merkezinden geçmediği hallerde, dişte/diş segmentinde, intrüzyon ve distalizasyon hareketlerine ek olarak meziale ya da distale devrilme görülebilir. İntrüzyon dışında meydana gelen bu hareketler, sadece intrüzyonun istendiği olgularda oksipital headgear kullanımını sınırlamaktadır. Sadece bukkalden kuvvet uygulandığında ise molar dişler bukkale doğru devrileceğinden, bunu engellemek için molar dişlere damaktan 2-3 mm uzaktan geçen transpalatinal ark bükülmesi önerilir (Proffit, 2000; Tosun, 1999). Headgear apareyinin diğer önemli dezavantajları da etkisinin tamamen hasta kooperasyonuna bağlı olması ve erişkin hastalar tarafından kabul edilmemesidir (Tosun, 1999; Ülgen, 2005).

### 2.1.2.2. Posterior ısıрма Blokları

Genelde akrilikten kişiye özel hazırlanan posterior ısıрма blokları, alt çenenin istirahat aralığından (freeway space) 3-4 mm veya daha açık olarak konumlanmasını sağlayan fonksiyonel ortodontik aygıtlardır. Çeneler arasındaki mesafenin dinlenme aralığından daha fazla açılması, bazı çiğneme ve yüz kaslarının ısıрма blokları yoluyla alt ve üst çenedeki posterior dişlere intrüziv kuvvetler uygulamasına neden olabilir (Altuna ve Woodside, 1985; Arat ve Iseri, 1992). Daha çok iskeletsel ön açık kapanışın tedavisinde tercih edilen bu apareyler salt akrilikten (pasif) olabildiği gibi; yaylı veya mıknatıslı da olabilmektedir. Pasif posterior bite bloklarda sadece çiğneme kaslarının kuvvetlerinden yararlanılırken, yaylı (spring loaded) bite bloklarda bu kuvvetlere yayların oluşturdukları mekanik kuvvetler, mıknatıslı bite bloklarda ise aynı kutuplu mıknatısların itme kuvvetleri eklenmiş olmaktadır (Kiliaridis ve diğerleri, 1990). Bu apareyler de yine high-pull headgear veya vertikal chin-cup gibi ekstraoral apareylerle kombinlenebilir (Proffit, 2000).

McNamara'nın yaptığı çalışmada rhesus maymunlarına çeşitli kalınlıklarda ısıрма blokları uygulanmış ve etkileri hem dentoalveolar kompleks hem de kraniyofasiyal kompleks bazında incelenmiştir. Mandibulada gonial bölgede rezorpsiyon, kondiler-ramus-oklüzal açısında azalma ve kondilde vertikal büyümenin azalması sonucu daha çok posterior yönde büyüme gözlenmiştir. Bukkal bölge dişlerinde intrüzyon gerçekleşmemiş, anterior bölge dişlerinde vertikal yönde uzama görülmüştür. Maksillada ise ısıрма bloklarının oklüzyonu yükseltmesi ile kasların üst çeneye uyguladıkları kuvvetlerin yönündeki değişiklikler sebebiyle üst dentisyon öne doğru gelişim göstermiştir. Bu değişiklikler maymunlarda Sınıf 2 oklüzal ilişkiye sebep olduğu için yazar posterior ısıрма bloklarının Sınıf 3 malokluzyonlu hastalarda daha faydalı olabileceğini belirtmiştir (McNamara, 1977).

Altuna ve Woodside'in benzer bir çalışmalarında ısıрма bloklarının genç maymunlarda McNamara'nın bulgularına paralel şekilde daha fazla iskeletsel değişim, erişkin maymunlarda ise daha çok dental etkiye sebep olduğunu tespit etmişler ve McNamara'nın aksine posterior dişlerde intrüzyon elde ettiklerini bildirmişlerdir (Altuna ve Woodside, 1985).

İşcan ve Sarısoy, insanlar üzerinde yaptıkları prospektif çalışmada 5 mm ve 10 mm'lik posterior ısırma bloklarının etkilerini incelemiş, birbirleriyle ve hiç tedavi görmeyen kontrol grubuyla kıyaslamışlardır. Bu çalışmaya göre tedavi gruplarında neredeyse tüm hastalarda overbite elde edilmiş; alt molarlarda intrüzyon ve alt keserlerde kontrol grubuna kıyasla iki kat fazla ekstrüzyon tespit edilmiş, SNB açısı ve gonial açı artmış; mandibular düzlem açısı ve kontrol grubunda artış gösteren alt yüz yüksekliği azalmış ve mandibula anterior rotasyon yapmıştır. SNB açısının artışı ve mandibulanın anterior rotasyonu McNamara'nın primatlardaki bulgularının aksine insanlarda Sınıf 3 ilişkiyi şiddetlendirmektedir (İşcan ve Sarısoy, 1997).

Isırma bloklarıyla lokal etkiler elde etmek de mümkündür. Kato ve Kato yayınladıkları vaka raporunda karşıtlarını kaybettiği için uzamış sol üst birinci ve ikinci molarları sadece o dişler üzerine uyguladıkları ısırma plağı ile intrüze ettiklerini bildirmişlerdir. Önce sol alt birinci ve ikinci molar bölgesine implant ve üst yapılarını yerleştirip hastaya 12 ay boyunca mandibulada bu implantlara temas eden ısırma plağı kullandırmışlar ve üst molarlarda 2,2 mm intrüzyon elde etmişlerdir (Kato ve Kato, 2010).

Gianelly ve diğerleri 90 gün boyunca maymunlara posteriorda 3 mm anteriorda 8 mm açıklık sağlayan ısırma bloğu uyguladıkları çalışmalarında temporomandibular eklemi histolojik olarak incelemişler ve subkondral bölgede, kondil boyununun anterior ve posterior sınırlarında ve glenoid fossada patolojik rezorpsiyon; eklem kıkırdağında kalınlaşma ve kondilde düzleşme tespit etmişlerdir (Gianelly ve diğerleri, 1970).

Mıknatıslı, springli veya pasif posterior ısırma blokları kullanılarak pozitif overbite elde edilmiş high angle hastalarda, uzun süreli aktif retansiyon uygulanmadığı takdirde yüksek oranlarda relaps görülmesi ortodontistleri zorlayan bir durum olarak bildirilmiştir (Sevil Akkaya, 2019; Kuster ve Ingervall, 1992). Ayrıca posterior ısırma bloklarının intrüzyon haricinde meydana getirdikleri iskeletsel ve dişsel etkilerin, sadece intrüzyonun amaçlandığı olgularda kontrendikasyon oluşturabilir.



### 2.1.2.3. Mıknatıslı Apareyler

Mıknatısların diş hekimliğinde kullanılmaları 1950’li yıllara kadar uzanmaktadır. Ancak kobalt ve platin alaşımından üretilen bu ilk mıknatıslar uyguladıkları kuvvete oranla çok yer kaplamaları sebebi ile uzun süre tercih edilmemişlerdir. 1970’lerde yüksek enerjili mıknatıslar geliştirilmiş ve bu sorun bir nebze çözülmüştür. Sonraki yıllarda samaryum-kobalt ve neodmiyum-demir-boron mıknatıslarının üretimi ile mıknatısların boyutları önemli derecede küçülmüş olup demanyetizasyona karşı dirençleri arttırılmıştır. Bu yeni nesil mıknatıslar kullanılarak sabit retainerlar, ekspansiyon apareyleri, Sınıf 2 ve Sınıf 3 fonksiyonel apareyleri, posterior intrüzyon apareyleri üretilmiş, molar distalizasyonu ve gömülü diş sürdürme mekanikleri uygulanmıştır (Vernon ve Trust, 1999). Mıknatısların, ortodontide kullanılan diğer aktif kuvvet elemanlara kıyasla çok daha uzun süre kuvvet uygulamaları ve hücre farklılaşmasını hızlandırarak lag fazını kısaltmaları, bunun sonucunda da diş hareketini hızlandırmaları en önemli avantajları olarak bildirilmiştir (Darendeliler ve diğerleri, 1995; Melsen ve diğerleri, 1995).

1986 yılında Dellinger samaryum-kobalt alaşımlı mıknatısları kullanarak “Active Vertical Corrector” adını verdiği bir aparey geliştirmiştir. Bu apareyde her yarım çene için bir veya iki tane aynı kutuplu mıknatıs bulunur ve yarım çeneler birbirlerine rijid kollarla bağlanır. Yazar bu apareyle akriliğin ısırma bloğu etkisine birbirini ittiren mıknatısların uyguladıkları kuvvetin (yaklaşık 600 gram kuvvet) eklenmesiyle hem maksiller hem mandibular posterior dişleri hızlıca intrüze ettiğini, mandibulanın otorotasyon yapmasını sağlayıp açık kapanışın cerrahi tedavisine bir alternatif geliştirdiğini iddaa etmiştir (Dellinger, 1986).

Woods ve Nanda 1988’de Active Vertical Corrector apareyini büyümekte olan babunlara uygulamış ve etkilerini aynı kalınlıktaki ısırma bloğu uyguladığı babunlarla karşılaştırmış ancak iki grup arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır (Woods ve Nanda, 1988). Aynı çalışmayı 1991’de büyüme ve gelişimini tamamlamış babunlarla tekrarlamışlar ve bu sefer mıknatıslı apareyin posterior dişlerdeki intrüzyon miktarını daha fazla bulmuşlardır (Woods ve Nanda, 1991).

Kalra ve diğeri yaptıkları çalışmada benzer bir apareyi 8-10 yaş grubundaki hiperdiverjan Sınıf 2 hastalara uygulamışlar, bu sefer miknatıs gömülü iki akrilik bloğu bağlayan barı kesici dişlere de sabitlemişler ve etkilerini akrilik ısırma bloğu kullanılan kontrol grubu ile kıyaslamışlardır. Sürecin sonunda deney grubunda kontrol grubuna göre hem keser hem molar dişlerde intrüzyonda, mandibulanın otorotasyonunda, mandibula boyundaki artışta ve molar ilişkisinin iyileşmesinde anlamlı artışlar olduğunu; ancak miknatısların oluşturduğu kaydırıcı kuvvetler (shearing force) sebebiyle çapraz kapanış olduğunu, bu durumun aparey kullanımının bırakılmasından sonra spontan olarak düzeldiğini bildirmişlerdir (Kalra ve diğeri, 1989).

Kiliaridis ve diğeri de tıpkı Kalra ve diğeriinkine benzer bir çalışma yürütmüşler ancak her iki grup arasında anlamlı bir fark bulamadıkları gibi; deney grubunun yarısında kaydırıcı kuvvetler sonucu bir tarafta çapraz kapanış, öbür tarafta bukkal nonokluzyon meydana geldiğini bildirmişlerdir (Kiliaridis ve diğeri, 1990).

Isırma bloklarında olduğu gibi miknatısların da tek diş intrüzyonunda kullanıldığı durumlar mevcuttur. Hwang ve Lee'nin olgu raporunda karşıtını kaybettiği için uzamış molar dişe ve diğer çeneye uygulanan Hawley plağına yerleştirilen miknatıslar sayesinde, öncesinde kortikotomi uygulayarak bu dişte yeterli miktarda intrüzyon elde edilmiştir (Hwang ve Lee, 2001).

Miknatıslar arasında oluşan çekme ya da itme kuvveti, aralarındaki mesafenin karesi ile ters orantılıdır. Dolayısıyla iki miknatıs arasındaki mesafe arttıkça kuvvet önemli ölçüde azalır ve çoğu zaman 6 mm'lik bir mesafede sıfıra düşer. Aynı zamanda miknatıslar tek bir doğrultuda değil üç boyutta da kuvvet uygularlar. Fonksiyon esnasında çeneler arasındaki mesafenin ve açının değişken olması kuvvet kontrolünü oldukça zorlaştırır ve yan etkiler kaçınılmaz olabilir (Vardimon ve diğeri, 1994).

#### **2.1.2.4. Springli Posterior Isırma Blokları**

Woodside ve Linder-Aronson 1986 yılında posterior ısırma bloklarına 0,9 mm çapında paslanmaz çelikten bükülmüş yaylar ekledikleri yeni bir aparey tanıtmışlardır. Amaç, gerilmiş

çigneme kaslarının oluşturduğu intrüzyon kuvvete yaylardan gelen kuvveti de ekleyerek, posterior dişlerin intrüzyonunu sağlamak, mandibulaya otorotasyon yaptırmak ve açık kapanışı tedavi etmektir (Woodside ve Linder-Aronson, 1986).

İşcan ve diğerleri adaşları; bir grup hastaya springli posterior ısırma bloğu, başka bir gruba da posterior ısırma plağı ve vertikal çenelik kombinasyonu kullandıkları çalışmalarında her iki grupta da ANB’de azalma, mandibulada öne rotasyon, gonial açıda azalma gibi değişikliklerde benzer sonuçlar elde etmişlerdir. İki grup arasındaki tek anlamlı fark springli posterior ısırma bloğu kullanılan grupta diğer gruba kıyasla SNB açısının daha çok artmasıdır. Bu da springli grupta mandibular molarlarda 1 mm intrüzyon elde edilirken diğer grupta hiç intrüzyon görülmemiş olmasıyla açıklanmıştır. Bir diğer fark da springli grubun tedavisinin diğer gruba kıyasla daha kısa sürmüş olmasıdır (İşcan ve diğerleri, 1992). Bu çalışmada springli posterior ısırma bloğu ile tedavi edilmiş hastaların uzun dönem takip edildiği Akkaya ve Haydar’ın çalışmasında ise hastaların %90’ında 0,5 mm’den fazla overbite relapsı görülmüş, %70’inde ise Mp3 cap döneminde tekrar açık kapanış olduğu bildirilmiştir (Akkaya ve Haydar, 1996).

Akkaya ve diğerlerinin springli posterior ısırma bloklarının çigneme kaslarına olan etkisini inceledikleri çalışmalarında ise, anterior temporal kasın hem istirahat hem çigneme esnasındaki, masseter ve posterior temporal kasın çigneme esnasındaki, ayrıca masseter kasın yutkunma esnasındaki kas aktivitesinde artış gözlemlenmiştir (Akkaya ve diğerleri, 2000).

Kuster ve Ingervall’in 1992’de yaptıkları bir çalışmada, hasta ağızına simante edilen mıknatıslı posterior ısırma blokları ile hasta kooperasyonuna bağlı springli posterior ısırma bloklarının etkileri karşılaştırılmıştır. Springli aparey kullananlarda posterior dişlerde intrüzyon veya mandibulada anterior rotasyon görülmemiş olup gonial açıda hafif artış, alt keser dişlerde hafif dikleşme ve ortalama 1,3 mm overbite artışı tespit edilmiştir. Mıknatıslı aparey kullanılan grupta ise ortalama 3 mm overbite artışı, alt ve üst molarlarda intrüzyon, mandibulada anterior rotasyon ve artmış prognatizm; dolayısıyla ANB’de azalma olduğu belirtilmiştir. İki grup arasındaki bu belirgin farklılıkların apareylerin kullanım şekil ve sürelerinin aynı olmamasından ileri gelmiş olabileceği vurgulanmıştır. Her iki grupta da çigneme kaslarındaki aktivitede artış görülmüş ancak bu artış springli aparey grubunda daha fazla bulunmuş ve tedavi sonunda azalmamıştır. Bu duruma springli apareylerin hastalarda istemsiz çigneme egzersizine sebep olmuş olabileceği belirtilmiştir. Yazarlar, mıknatıslı apareylerde daha önce Kiliriadis ve diğerlerinin 1990’da bildirdikleri gibi çapraz kapanış

komplifikasyonu yaşamadıklarını bildirmiş ancak bu grupta overbitada %50 oranında olmak üzere, molar intrüzyonu ve mandibula rotasyonunda relaps tespit etmişlerdir.

Doshi ve Bhad'ın çok benzer bir çalışmasında ise mıknatıslı apareylerde biraz daha belirgin olmak üzere her iki grupta da hem dental hem iskeletsel etkiler elde edilmiş, farklı olarak mıknatıslı grupta kas aktivitesindeki artış daha fazla bulunmuş; buna da mıknatısların elektromanyetik özelliklerinin sebep olmuş olabileceği bildirilmiştir. Springli apareylerdeki tellerin sıklıkla kırılması önemli bir dezavantaj olarak gösterilmiştir (Doshi ve Bhad, 2011).

Literatürde springli apareylerle tek bir posterior dişin veya segmentin intrüze edildiği herhangi bir olgu bildirisi bulunmamaktadır.

#### **2.1.2.5. Rapid Molar Intruder**

2002 yılında Carano ve Machata, hasta kooperasyonu gerektirmeyen bir molar intrüzyon aygıtı tanıttılar. Bu aygıt Jasper Jumper apareyinin bir modifikasyonu olup maksiller ve mandibular birinci büyük azı dişlerinin bantlarının headgear tüplerine bağlanarak bu dişlerin intrüzyonu için kullanılmaktadır (Carano ve Machata, 2002).

Rapid Molar Intruder (RMI), hasta ağzını kapattığı zaman aktifleşir ve ilk yerleştirildiğinde 800 gram kuvvet uygularken bu kuvvet bir hafta sonra 450 grama, iki hafta sonra ise 250 grama düşer. Kuvvetin molarların bukkallerinden uygulanıyor olması kronlarda bukkale tipping momenti oluşturduğundan mutlaka üst çenede transpalatal ark, alt çenede de lingual ark ile desteklenmesi gerektiği bildirilmiştir (Carano ve diğerleri, 2005).

Carano ve diğerleri başka bir çalışmalarında molar bantlara bağlanan modüllerin yerlerini değiştirerek aygıtın sagittal yönde tedaviye katkı sağlayabileceğini bildirmişlerdir. Örneğin Sınıf 2 malokluzyona sahip bir hastada Jasper Jumper apareyine benzer şekilde maksiller modülü bantın distaline, mandibular modülü de bantın mezialine konumlandırarak mandibular arkın meziale hareketini kolaylaştırması sağlanabilmektedir. Sınıf 3 malokluzyonlarda da tersi geçerlidir. Yazarlar aygıtın aynı zamanda sabit tedavi ve maksiller

ekspansiyon apareyleri ile birlikte veya TPA'ya eklenecek dil tutucu gibi modifikasyonlarla da kullanılabilmesini önemli birer avantaj olarak belirtmişlerdir (Carano ve diğerleri, 2005).

Çınsar ve diğerleri Rapid Molar Intruder aygıtını karma dentisyondaki hastalara tek başına, daimi dentisyondaki hastalara sabit ortodontik tedavi ile birlikte uygulamış ve etkilerini kıyaslamışlardır. Çalışma sonucunda her iki grupta da benzer miktarlarda molar intrüzyonu, mandibulada anterior rotasyon, ANB'de ve alt yüz yüksekliğinde azalma tespit etmişlerdir (Çınsar ve diğerleri, 2007).

Albogha ve diğerlerinin 2015'te yaptıkları çalışmada ise mıknatıslı ısırma blokları ile Rapid Molar Intruder apareyi yerleştirilmiş ısırma bloklarının etkileri karşılaştırılmıştır. Her iki grupta da benzer miktarlarda overbite elde edilmiştir ancak; mıknatıslı aparey kullanılan grupta üst keserlerde daha fazla retrüzyon, SNA ve ANB'de daha fazla azalma; RMI grubunda ise oklüzal düzlem açısında daha fazla azalma tespit edilmiştir. Yazarlar bu farkın, Rapid Molar Intruder grubunda kuvvet hızla azalırken mıknatıslı ısırma bloğu grubunda kuvvetin sabit kalmasından dolayı mıknatıslı aparey kullanan hastaların dudaklarını kapatmak için daha çok çaba harcamak zorunda kalmaları ve dudaklarını daha çok büzmeleri sebebiyle maksillanın öne gelişimini daha çok inhibe etmiş olabileceğinden kaynaklandığını düşünmektedir (Albogha ve diğerleri, 2015).

#### **2.1.2.6. İntrüziv Kuvvet Uygulayıcı Arklar**

Kim, 1987 yılında açık kapanış tedavisinde "Multiloop Edgewise Archwire (MEAW)" adını verdiği bir yöntem tarif etmiştir (Kim, 1987). Bu yöntemde hastaya torksuz 18 slotlu edgewise braketler uygulanması önerilmiştir. Rotasyonlar, çapraşıklık veya boşluklar giderildikten sonra hem maksiller hem mandibular dentisyon için 16x22 paslanmaz çelik tel kullanılarak kanin mezialinden itibaren tüm interproksimal alanlara denk gelecek şekilde L looplar içeren arklar bükülmektedir. Ardından bu loopların her birine 3-5°'lik tip-back bükümler yapılarak üst arka arttırılmış spee, alta da tersine spee verilmekte ve hastaya kaninlerin meziallerindeki looplardan 24 saat lastik kullanılarak tutulmaktadır. Tek başına uygulandığında açık kapanışı arttıracak etkiye sahip bu arklar, ön bölgeden lastik

kullanıldığında molarlarda intrüziv bir kuvvete sebep olur. Asıl amaç posterior dişlerin akslarını düzenleyerek oklüzal düzlem açısını değiştirmektir (Kim, 1987).

Bu yöntemin hem hekim hem de hasta açısından kolaylaştırılmış bir versiyonunu Enacar ve diğerleri 1996 yılında tarif etmişlerdir. Bu teknikte hastaya looplu ark bükme yerine üste arttırılmış spee'li nikel-titanyum ark teli, alta da tersine spee'li nikel-titanyum ark teli uygulanmakta ve yine kanin meziallerinden lastik kullanılmaktadır. Kim'in klasik yöntemine göre avantajları hasta açısından çok daha kolay temizlenebilir olması, hekim açısından da büküm yapmakla uğraşmadığı için zaman kazandırması olarak bildirilmiştir (Enacar ve diğerleri, 1996).

Her iki yöntemde de en önemli dezavantaj yöntemin başarısının tamamen hasta kooperasyonuna bağlı olmasıdır. Açık kapanış tedavisinde üst keser dikleşmesi ve alt keserlerin ekstrüzyonu ile başarılı sonuçlar elde edilse de, posterior dişlerde intrüzyon sağladığı tartışmalıdır. Molarlarda dikleşmeye ek ekstrüzyona sebep olduğunu bildiren çalışmalar olduğu gibi (Endo ve diğerleri, 2006; Küçükkeleş ve diğerleri, 1999); posterior dik yön kontrolüne ek molar intrüzyonu sağladığını iddaa eden çalışmalar da mevcut (Chang ve Moon, 1999), ancak azınlıktadır. Posterior bölgeye uygulanan piezoinisyonla modifiye MEAW tekniğinin kombinlendiği başka bir çalışmada da yine molarların ekstrüze olduğu ve intrüzyon rapor edilmiş çalışmalarda molar dişlerin dikleşmesinin röntgen çakıştırmalarında intrüzyon olarak algılanmış olabileceği bildirilmiştir (Yılmaz ve diğerleri, 2020).

#### **2.1.2.7. Transpalatal Arklar**

Transpalatal arklar ortodontide ankraj arttırmak, molar rotasyonu düzeltmek, tork kontrolü sağlamak, distalizasyon ve ekspansiyon amaçlarıyla sıklıkla kullanılmaktadırlar (Graber ve diğerleri, 2011; Proffit, 2000; Tosun, 1999). Bu arklara çeşitli modifikasyonlar yapılarak molar dişlerde bir miktar intrüzyon elde etmek de mümkündür.

Enacar ve diğerleri antagonistini kaybettiği için uzamış tek taraflı üst birinci molarları intrüze etmeye yarayan ve "Molar Intrusion Transpalatal Arch" adını verdikleri bir yöntem tarif etmişlerdir. TPA'nın ortasında bulunan Wilson tipi U büküme ek, bu bükümün uzamış

olan moların aksi tarafına bir heliks eklemişler, ayrıca uzamış molar hariç diğer tüm maksiller dişleri braketlemiş ve ankraj olarak kullanmışlardır. Heliksin aktiflenmesi ile gerekli intrüzyonu elde ettiklerini bildirmişlerdir. Uzamış moları intrüze edici kuvvet diğer molar dişte palatinal devrilmeye sebep olursa, mevcut TPA'ya tork bükümü uygulayarak düzeltilmesini tavsiye etmişlerdir (Enacar ve diğerleri, 2003). Bu yöntemin dezavantajının, sadece tek taraflı molar intrüzyonu sağlaması olduğu ifade edilmiştir.

#### **2.1.2.8. İskeletsel Ankraj Aygıtlarının Kullanıldığı Posterior İntrüzyon Mekanikleri**

İlk keşfedilişlerinden günümüze kadar transosseal ligatürler, onplantlar, mini plaklar, mini vidalar ve hatta dental implantlar geçici iskeletsel ankraj aygıtları olarak kullanılmışlardır (Block ve Hoffman, 1995; Hakami, 2016).

Bu aygıtların minimal invaziv olarak yerleştirilip uzaklaştırılabilmeleri, hasta kooperasyonu gerektirmemeleri, osseointegrasyondan ziyade kemiğe çoğunlukla mekanik olarak tutundukları için immedat yüklemeye müsaade etmeleri, ağız içinde birçok yere yerleştirilebilmeleri ve tam ankraj sağlamaları önemli avantajlarıdır (Cope, 2005; Kravitz ve diğerleri, 2007b; Park ve diğerleri, 2015; Reynders ve diğerleri, 2009). Molar intrüzyonu açısından değerlendirildiğinde; iskeletsel ankraj kullanılmayan, tüm dentisyonu kapsayan ve çeşitli apareylere ihtiyaç duyulan mekaniklere kıyasla çok daha küçük bir bölgede basit mekanikler uygulanmasına olanak sağlamaları oldukça faydalıdır (Park ve diğerleri, 2005).

İskeletsel ankraj aygıtları posterior dişlerin intrüzyonu için üst çenede infrazigomatik krete, alveolar kemiğin vestibüler ve/veya palatinal bölgelerine, sert damağın median veya paramedian bölgelerine yerleştirilebilirler. İntrüze edilmek istenen dişler, tercih edilen mekanikler, maksiller sinüsler gibi anatomik yapılar ve kemik miktarı gibi hastaya has özellikler; ankraj bölgesi ve aygıt seçiminde belirleyici olmaktadır (Park ve diğerleri, 2005; Sung ve diğerleri, 2006).

İskeletsel ankraj kullanılan molar intrüzyon mekaniklerinde molar dişlerde meziodistal veya bukkopalatinal devrilmeye sebep olacak momentlerin dengelenmesi en önemli hususlardan biridir. Dikkat edilmediği takdirde molarlarda palatinal veya bukkal çapraz

kapanış, rotasyon ve sagittal ilişkide bozulma görülebileceği bildirilmiştir. Dolayısıyla maksiller interradiküler bölgeye yerleştirilmiş bir mini vidadan uygulanan bukkale devirici kuvvetleri veya maksiller sutur çevresine yerleştirilmiş bir mini vidadan uygulanan palatine devirici kuvvetleri dengelemek için molar bantlara lehimlenmiş bir TPA'dan, mini vidadan molar dişle uzatılmış bir cantileverden veya köşeli arklara uygulanan tork bükümlerinden destek alınması önerilmektedir (Çifter ve Saraç, 2011; Hakami, 2016; Maino ve diğerleri, 2005; Park ve diğerleri, 2005; Sung ve diğerleri, 2006). TPA uygulanan vakalarda, palatal bar mukozadan ve diş etinden planlanan intrüzyon miktarı kadar uzakta seyretmelidir. Aksi halde TPA intrüzyonla birlikte mukozaya gömülecektir. Hem bukkal hem palatinal alveolar bölgeye yerleştirilmiş mini vidalardan uygulanan eşit intrüziv kuvvetlerin dişlerde devrilmeye daha az sebep olacağı düşünülse de, molar dişin direnç merkezinin palatine daha yakın olması sebebiyle aynı yan etkilere sebep olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır (Maino ve diğerleri, 2005).

İskeletsel ankraj aygıtları sayesinde özellikle çoklu diş eksikliği bulunan erişkin hastalarda çok daha basit mekaniklerle istenilen miktarda molar intrüzyonu elde etmek mümkün hale gelmiştir. Aynı zamanda geçmişte konvansiyonel apareylerle tedavisi mümkün olmayan açık kapanışlı vakalarda tüm posterior dişlerin intrüzyonuyla mandibulanın otorotasyonu sağlanarak ağız dışı görünümde ciddi iyileşmeler sağlanabilmektedir (Alsafadi ve diğerleri, 2016; Kravitz ve diğerleri, 2007b).

## **2.2. Ortodontide Ankraj**

Ortodontide ankraj kavramı 17. yüzyılda ortaya çıkmışsa da net bir şekilde tanımlanması 1923 yılında Louis Ottofy tarafından "Ortodontik kuvvetin veya bu kuvvetin sebep olduğu tepki kuvvetinin uygulandığı temel" olarak yapılmıştır (Ottofy, 1923). En güncel tanımı da "istenmeyen diş hareketine karşı direnç"tir (Daskalogiannakis ve diğerleri, 2000). Bir kuvvet sisteminde hareket etmesi istenilen diş veya diş grubuna aktif ünite; ankraj olarak kullanılan diş veya dişlere de reaktif ünite denir. Dolayısıyla ankraj, reaktif ünite izin verilen hareket miktarı olarak da tanımlanabilir.



Newton'un etki-tepki kanununa göre, ankraj olarak alınan reaktif ünite ile hareketi istenen aktif üniteye etkiyen kuvvet zıt yönlü olup birbirine eşittir. Dolayısı ile bu iki ünitenin dirençleri, bölgelerin birbirlerine doğru olan hareket miktarlarını belirlemektedir (Ülgen, 2005). Ortodontide ankraj alınan bölgeler kısaca tek diş, diş grubu, tüm diş kavsi, kaslar, ense, kafatası, çene ucu ve iskelet sistemi olarak sayılabilir (Graber ve diğerleri, 2011; Proffit, 2000; Ülgen, 2005).

### **2.2.1. İskeletsel Ankraj**

İskeletsel ankraj, diş veya çevre dokulardan destek almak yerine geçici ankraj aygıtlarının belirli bir süreliğine kemiğe yerleştirilmesi ile reaktif ünitenin ankrajının arttırılması veya reaktif ünite ihtiyacının tamamen ortadan kaldırılmasıdır. Bu aygıtlar transosteal, subperiosteal veya endosteal olarak yerleştirilebilir ve kemiğe mekanik veya biyokimyasal (osseointegrasyon) olarak bağlanabilirler (Cope, 2005).

İskeletsel ankraj kavramı ortodontiye “tam” ankraj kavramını getirmiştir. Yani bu da teorik olarak ankraj alınan üniteye sıfır ankraj kaybı anlamına gelmektedir (Daskalogiannakis ve diğerleri, 2000).

Geçici ankraj aygıtları, mini plak, onplant, mini-implant ve mini vida olarak çeşitlendirilirler ve genellikle titanyum alaşım olmak üzere biyolojik olarak uyumlu malzemelerden üretilirler (Emral, 2012).

Dental implantlar, bazı mini-implantlar, onplantlar ve mini plaklar iskeletsel ankraj için başarıyla kullanılabilmelerine rağmen; yerleştirilmeleri için komplike cerrahi işlemler gerektirmeleri, mini vidalardan daha geniş yer kaplamaları sebebiyle anatomik yapılar tarafından sınırlandırılarak daha kısıtlı bölgelere yerleştirilebilmeleri, maliyetlerinin fazla olması ve çıkartılmaları için ikinci bir cerrahi operasyona ihtiyaç duyulması gibi dezavantajlara sahiptir. Ortodontik ankraj için gerekli direnci sağlayabilen ve çapları 1,2 ila 2,3 mm arasında; boyları da 6 ila 14 mm arasında değişen mini vidalarda bu dezavantajlar söz konusu değildir (Kravitz ve diğerleri, 2007b; Kuroda ve diğerleri, 2007). Mini vidaların bir diğer avantajı da, uygulanmaları sonrası postoperatif ağrının oldukça düşük ve kısa süreli

olmasıdır. Bu durum ağız hijyeninin daha rahat sağlanmasına olanak vererek, enfeksiyon riskini minimuma indirmekte ve implant başarısını arttırmaktadır (Xun ve diğerleri, 2007). Günümüzde ortodonti pratiğinde en sık kullanılan aygıtlar genelde mini vidalar olup ağız içinde neredeyse her bölgeye cerrahi işlem gerektirmeksizin uygulanabilirler ve çok geniş bir kullanım alanı sağlarlar.

### **2.2.2. Geçici Ankraj Aygıtlarının Tarihçesi**

Geçici ankraj aygıtlarının keşfi ve gelişmesi, hem ortodontik ankraj kavramının, hem dental implantların hem de ortognatik fiksasyon kavramlarının gelişmesiyle olmuştur. Zaman içinde bu alanlardaki gelişmelere biyolojik ve biyomekanik bilgiler de eklenmiş ve ortak multidisipliner bir görüye ulaşılmıştır (Cope, 2005).

Bu alanlardaki gelişmelerden en eski olanı Weinberger'in ortodontinin tarihçesini anlattığı kitabında rastladığımız Gunnel isimli bir araştırmacının 1841 yılında tarif ettiği ve 1822 yılından itibaren kullandığını iddia ettiği oksipital ankrajdır. İleriki yıllarda ankraj konusunda en çok Angle'in katkıları görülmüştür (Weinberger, 1926).

Osseointegrasyon kavramının ortaya atılmasından önce kayıp dişleri telafi etmek amacıyla kemiğe çeşitli biyouyumlu materyaller yerleştirme çalışmaları 1909'a kadar uzanmaktadır. Bu konudaki en eski kayıt Greenfield'a ait "Mounting for Artificial Teeth" isimli patenttir ve çene kemiğine bir kavite açılıp kaviteye iridyum-platin alaşımdan bir çerçeve yerleştirilmesi şeklinde tarif edilmiştir. Çerçevenin ağız içine açılan kısımları köprü dayanağı olarak kullanılmıştır (Greenfield, 1909). Sonraki yıllarda benzer uygulamalar kurşun-demir alaşımlarla yapılmış ancak başarılı olunamamıştır. 1930'lu yılların sonunda Alvin Strock isimli diş hekimi vitallium olarak bilinen kobalt-krom-molibden alaşımdan ürettiği ve vida prensibiyle kemiğe yerleştirilen implantları geliştirmiştir (Strock, 1939). Dental implantlar konusundaki en büyük gelişmelere imza atan kişi, hem osseointegrasyon kavramını hem de titanyumu keşfeden ve tanıtan Branemark olmuştur (Branemark, 1983; Brånemark ve diğerleri, 1969).

1800'lü yıllara kadar çene kemiklerindeki kırıklar çoğunlukla bandajlar, splintler ve ağız içi-ağız dışı aparejlerin kombinasyonlarıyla tedavi edilmiştir. İlk defa 1847 yılında mandibulada meydana gelmiş bir kırığın interosseöz tel ile fikse edildiği bildirilmiştir (Hamilton, 1863). Kemik plaklarının oral cerrahide ilk kullanımı ise 1945 yılında gerçekleşmiştir (Christiansen, 1945). 1960'lı yılların sonunda Hans Luhr, kompresyon plaklarını maksillofasiyal cerrahiye tanıtmıştır (Luhr, 1968). Bu alanda vidaların kullanımı ise Brons ve Boering tarafından 1970'de 2,7 mm çapındaki lag vidaları ile başlamıştır. Günümüzde kullanılanlara benzer ilk minyatür plak ve vidaların kullanımı ise 1973'te Michelet ve diğerleri ile olmuştur (Michelet ve diğerleri, 1973).

Geçici ankraj aygıtlarının ilk kullanımı ise 1945 yılında Gainsforth ve Higley tarafından köpeklerin ramuslarına yerleştirilmiş 3,4 mm çaplı 13 mm uzunluktaki vitallium vidalar olduğu söylenebilir (Gainsforth ve Higley, 1945). Henüz osseointegrasyon kavramı keşfedilmemişken gerçekleştirilen bu çalışmada yerleştirilen tüm vidalar yaklaşık bir ay içerisinde kaybedilmiştir. İlk klinik kullanımı ise 1983 yılında Creekmore ve Eklund tarafından yine vitallium vidalar ile derin kapanış tedavisi amacıyla olmuştur (Creekmore, 1983). Yöntem başarılı olmuş olsa da konuyla ilgili çekinceler sebebiyle yaygınlaşması zaman almıştır (Cope, 2005).

Osseoentegre implantların hem protetik rehabilitasyon hem de ortodontik tedavi amacıyla kullanımı fikri 1969'da Linkow tarafından dişsiz mandibular molar bölgeye yerleştirilmiş blade implanttan Class 2 elastik kullanılması ile ortaya atılmıştır (Linkow, 1969). Sonrasında başka birçok araştırmacı ortodontik tedavi öncesi yerleştirilen implantların ankraj aygıtı olarak kullanılabilmesini onaylamıştır (Kokich, 1996; Smalley, 1995; Smalley ve Blanco, 1995). Bu fikirden yola çıkılarak palatal implantlar ve onplant denen osseoentegre implantlar ankraj amaçlı kullanılmışsa da daha önce de belirtilen dezavantajları sebebiyle günümüz pratiğinde kendilerine yer bulamamışlardır (Block ve Hoffman, 1995; Wehrbein ve diğerleri, 1996).

1997'de Kanomi, 1,2 mm kalınlığındaki mini vidalarla alt keser intrüzyonu yaptığı çalışmasını yayınlamıştır. Kanomi, bu aygıtlardan ankraj alınarak molar intrüzyonu ve distalizasyonu da yapılabileceğini öne sürmüştür (Kanomi, 1997).

Günümüzde en küçük boyut ve çaptaki aygıtların bile immedat olarak uygulanan ortodontik kuvvetlere dayanabildikleri bilinmektedir (Cheng ve diğerleri, 2004; Liou ve

diğerleri, 2004). Her geçen gün farklı boyut, şekil ve yüzey özelliğine sahip geçici ankraj aygıtı piyasaya sürülmektedir.

### **2.2.3. Maksiller Molar Dişlerin İntrüzyonu için Mini Vida Yerleşim Bölgeleri**

Mini vida uygulanacak bölgenin seçiminde; kullanılacak mekanikler, hastanın iskeletsel yaşı, mekaniklerin etkilediği bölge, kemik miktarı ve kalitesi, anatomik yapılar gibi birçok faktör göz önünde bulundurulmalıdır (Erverdi ve diğerleri, 2005; Favero ve diğerleri, 2002).

Mini vida pozisyonu diş hareketine engel olmamalıdır. Yapılan çalışmalar klinik olarak başarılı implantlarda bile kuvvetin uygulandığı yönde az da olsa hareket olabildiğini göstermiştir. Uygun yer belirlenirken bu ihtimal göz önünde bulundurulmalıdır, aksi takdirde istenen diş hareketi elde edilemeyebilir ve çevre dokular zedelenebilir (Favero ve diğerleri, 2002; Liou ve diğerleri, 2004; Poggio ve diğerleri, 2006; Sung ve diğerleri, 2006).

Büyümekte olan hastalarda, büyümenin aktif bir şekilde devam ettiği bölgelere mini vida uygulamaktan kaçınılması tavsiye edilir. Özellikle suturlar, büyüme ve gelişim tamamlanana kadar daha çok fibröz doku ihtiva ederler ve bu da vidanın primer stabilitesini kötü yönde etkileyebilir (Favero ve diğerleri, 2002; Heinrich Wehrbein, 2009). Bu durumun üstesinden gelmek için daha geniş çaplı vidalardan faydalanılabilir veya vidalar paramedian bölgeye yerleştirilebilir (Sung ve diğerleri, 2006; Wilmes ve diğerleri, 2016).

Maksiller molar dişleri intrüze etmek için geçici ankraj aygıtlarının yerleştirilebileceği bölgeler aşağıda açıklanmıştır.

### 2.2.3.1. İnfrazigomatik Kret

Maksillanın zigomatik çıkıntısından, bukkal alveolar çıkıntısına uzanan kortikal kemik tümseğine infrazigomatik kret denir. Bu çıkıntı gençlerde ikinci premolar ve birinci molar arasındayken, erişkinlerde birinci molar hizasında bulunur ve palpe edilebilir. Bölge, dış yüzey ve sinüs tabanı olmak üzere iki kompakt kemik tabakası bulundurduğundan bikortikal vida uygulamak için elverişlidir ve primer stabilite için ideal özellikte olan D2 ve D3 tip kemik ihtiva eder (Liou ve diğerleri, 2007; Resnik ve diğerleri, 1999). Geniş bir yüzey alanı sağladığı için de sıklıkla mini plak uygulamalarında tercih edilir (Erverdi ve diğerleri, 2004).

Mini vida uygularken dikkat edilmesi gereken önemli bir nokta üst birinci moların meziobukkal köküne zarar vermemek olmalıdır. Bunun için dişin mümkün olduğunca apikal hizası tercih edilmelidir. Çok apikalde de kemik miktarı azalır ve yapışık dişetinden uzaklaşılır. Araştırmacılar vidanın, maksiller moların oklüzal hizasından 14-16 mm apikaline, oklüzal düzleme 55 ila 70 derece açıyla yerleştirilmesini önermektedir (Liou ve diğerleri, 2007; Liu ve diğerleri, 2017).

Geçici ankraj aygıtlarının başarı kriterlerinden biri de sağlıklı ve yapışık dişetinde bulunmalarıdır (Kravitz ve Kusnoto, 2007). Bölgenin dezavantajı serbest dişeti ile örtülü oluşudur. Geçici ankraj aygıtlarının ağız içine açıldığı kısım tahrişe sebebiyet verebilmekte veya mukoza altına gömülebilmektedir. Mini plak uygulanması durumunda da mukoperiosteal flep kaldırma gerekliliği klinik uygulamayı zorlaştırır ve hasta koforunu düşürür (Sung ve diğerleri, 2006; Veziroglu ve diğerleri, 2008).

Bu bölgeden destek alınarak posterior dişlerin intrüzyonu hedeflenen vakalarda sıklıkla mini plaklar, maksiller dentisyon distalizasyonu hedeflenen vakalarda da mini vidalar tercih edilmektedir. İnfrazigomatik krest, Liu ve diğerleri tarafından maksiller distalizasyonda geçici ankraj aygıtları için ideal bölge olarak bildirilmiştir (Liu ve diğerleri, 2017).

### 2.2.3.2. Posterior Vestibüler Alveolar Bölge

Ortodonti pratiğinde oldukça sık tercih edilen bölgelerden biridir. Anterior dişlerin retraksiyonunda ve özellikle posterior dişlerin intrüzyonunda ideal bölge olduğu bildirilmiştir (Sung ve diğerleri, 2006). Tüber bölgesi hariç D2-D3 tipte kemikten oluşur (Kravitz ve Kusnoto, 2007; Resnik ve diğerleri, 1999). Tüber bölgesi, D4 tipte mini vidalar için uygun olmayan pöröz kemik içerir ve kortikal kemik yetersizdir. Çoğunlukla gömülü veya malpoze 20 yaş dişlerinin bulunması, kalın yumuşak doku ile örtülü olması ve ulaşması zor bir bölge olması sebepleri ile de geçici ankraj aygıtları için uygun görülmemektedir (Liu ve diğerleri, 2017; Resnik ve diğerleri, 1999).

Kortikal kemik densitesi ve bukkolingual korteks kalınlığı dişlerin koronal hizasından apikaline doğru gittikçe artar. Posterior vestibüler interproksimal alanlardan densite açısından en yoğun ve bukkolingual açıdan en kalın kemiğine sahip yer, birinci ve ikinci molarlar arası bölgedir. Burayı ikinci premolar ile birinci molar dişler arasındaki bölge takip eder (Ohiomoba ve diğerleri, 2017). Ancak posteriora gittikçe meziodistal yöndeki interradiküler kemik miktarı ve yapışık dişeti yüksekliği azalır. Bu açılardan da en dezavantajlı bölge yine üst birinci ve ikinci molarlar arası bölgedir (Sung ve diğerleri, 2006; Yang ve diğerleri, 2015).

Bu bölgeye mini vida yerleştirirken gerekli görüntüleme yöntemlerinin kullanılarak kemik miktarı ve kökler arası mesafenin incelenmesi, vida başarısı ve kök yaralanmasının önlenmesi açısından önem taşır. Özellikle maksiller ikinci molar dişlerin kökleri genellikle meziale eğimli olup gerekli görüldüğü durumlarda vida uygulamadan önce seviyelenerek bu durum düzeltilmelidir (Sung ve diğerleri, 2006). İnterproksimal alana yerleştirilecek bir vidanın başarısı ve herhangi bir yaralanmaya sebep olmamak için kökler arası meziodistal yönde minimum 3-4 mm veya mini vida ile diş kökü arasında minimum 0,5 ila 2 mm mesafe bulunması gerektiği bildirilmiştir (Liou ve diğerleri, 2004; Poggio ve diğerleri, 2006; Schnelle ve diğerleri, 2004).

Maksiller vestibüler interproksimal alanlara mini vida yerleştirirken dikkat edilmesi gereken başka bir husus ise vidanın dişin uzun eksenine ile yaptığı açıdır (Yang ve diğerleri, 2015). Mini vidaların başarısını etkileyen en önemli unsurlardan birinin primer stabilite olduğu, primer stabilitenin de kortikal kemik kalınlığı ve kemik densitesiyle ilişkili olduğu

bilinmektedir (Marquezan ve diğeri, 2014; Park ve diğeri, 2008; Yang ve diğeri, 2015). Maksiller alveolar bölgenin kemik yapısı ve özellikleri dolayısıyla, mini vidanın maksiller posterior dişlerle yaptığı 30-45 derecelik açı, vidanın kortikal kemikle temasını arttırmakta ve primer stabiliteye olumlu katkıda bulunmaktadır. Bu oblik konumlandırmanın bir başka faydası da mini vidanın, maksiller posterior dişlerin palatal köklerini zedeleme ihtimalini düşürmesidir (Carano ve diğeri, 2004; Chen ve diğeri, 2009; Kravitz ve Kusnoto, 2007; Kyung ve diğeri, 2003; Poggio ve diğeri, 2006). Ancak, maksiller posterior dişlerin intrüzyonu esnasında uygulanan kuvvetlerin mini vidada ekstrüviz etkilere sebep olmaması için yeterli interradiküler mesafe bulunan durumlarda mini vidanın dişin uzun eksenine daha dik yerleştirilmesi önerilmektedir (Sung ve diğeri, 2006).

### **2.2.3.3. Posterior Palatinal Alveolar Bölge**

Bu bölge lingual ortodontik tedavide sıklıkla tercih edilir ve maksiller molar intrüzyonu için ideal yerlerdendir (Sung ve diğeri, 2006). Kemik kalitesi açısından vestibül tarafla aynı skalada yer alsa da palatal kısımdaki kortikal tabaka, vestibül taraftakine kıyasla daha kalın ve daha denstir (Ohiomoba ve diğeri, 2017). Bu sayede mini vidalar dişin uzun eksenine daha dik yerleştirilebilir ancak aynı özellikler predrilling ihtiyacı doğurabilir (Sung ve diğeri, 2006). Ek olarak meziodistal yöndeki interradiküler mesafe, vestibüler bölgeye kıyasla daha fazladır (Poggio ve diğeri, 2006).

Bölgenin başka bir karakteristik özelliği tamamen hareketsiz, sıkı ve kalın bir mukozayla kaplı olmasıdır. Bu durum mini vidanın çevresinde oluşabilecek irritasyon ve enflamasyonu engelleyerek primer stabiliteye katkıda bulursa da 6 mm'ye ulaşabilen mukoza kalınlığı mini vida boyunun ve tasarımının seçiminde göz önünde bulundurulması gereken bir unsurdur (Park ve diğeri, 2008; Sung ve diğeri, 2006).

Palatinal arter ve sinir, bölgeyi apikal yönden sınırlandıran önemli anatomik yapılar olarak karşımıza çıkar. Çoğunlukla ikinci ve üçüncü maksiller molar dişler hizasında bulunan büyük palatinal forameninden çıkan palatinal arter ve sinir, posterior dişlerin apikal hizasından (diş eti kenarından 5 ila 15 mm apikalde) sert damağa doğru ilerler. Sinir hasarı veya

hemoroji gibi önemli komplikasyonlarla karşılaşmamak için geçici ankraj aygıtları mümkün olduğunca gingivalde konumlandırılmalıdır (Kravitz ve Kusnoto, 2007; Ludwig ve diğerleri, 2011; Sung ve diğerleri, 2006).

#### **2.2.3.4. Median ve Paramedian Bölgeler**

Palatum durum, önde insiziv foramen ve keser dişlerin kökleri, yanlarda posterior dişlerin kökleri ve palatinal arter ile sinir, üstte nazal kavite ve arkada yumuşak damakla sınırlanmış, orta hattından median palatal suturun geçtiği anatomik bölgedir (Erverdi ve diğerleri, 2005; Kravitz ve Kusnoto, 2007; Sung ve diğerleri, 2006). Bu bölgeden destek alınarak maksiller dentisyonda distalizasyon, mezializasyon, posterior dişlerde intrüzyon, anterior dişlerde retraksiyon, maksiller ekspansiyon, tek veya çift taraflı maksiller konstriksiyon gibi hemen her ortodontik hareket planlanabilir (Landes ve diğerleri, 2008; Sung ve diğerleri, 2006; Wilmes ve Drescher, 2008).

Sert damak da palatinal alveolar bölge gibi sıkı bir mukozayla kaplıdır. Anteriora ve sutura yaklaştıkça artan kalın kortikal kemik ihtiva eder. Keser dişlere komşu rugalar bölgesi hem çok kalın ve girintili çıkıntılı bir yapıya sahip olduğu için hem de insiziv foramen ve keser diş köklerine çok yakın olduğu için mini vida uygulamaya elverişli değildir (Sung ve diğerleri, 2006; Wilmes ve diğerleri, 2016). Posteriora ve laterale doğru gittikçe azalan kemik miktarı ve de damar sinir yapılarına yakınlık sebebiyle sert damağın arka bölgesinde mini vidaların sadece sutur bölgesine uygulanması önerilir. Kısaca Wilmes ve diğerleri palatum durumunda mini vida uygulamaya elverişli önde daha geniş arkada daha dar ve orta hat boyunca seyreden bu alanı “T bölgesi” olarak isimlendirmişlerdir (Wilmes ve diğerleri, 2016).

Kemik densitesi yüksek olan bu bölgede 10-12 yaşından daha büyük hastalarda 2-3 mm derinliğinde pilot frezleme tavsiye edilmektedir (Wilmes ve Drescher, 2008; Wilmes ve diğerleri, 2016).

Bölgeyle ilgili tartışmalı konu ise büyümekte olan hastalarda maksiller sutura mini vida yerleştirilip yerleştirilmemesidir. Osseointegre implantların ankiloze diş gibi davranarak dentoalveolar bölgedeki apozisyonel büyümeyi engellediği bilinmektedir (Odman ve



diğerleri, 1991). Literatürde, büyümekte olan hastalarda sutura yerleştirilen mini vidaların da sutural gelişimi olumsuz yönde etkileme olasılığı bir endişe konusudur (Asscherickx ve diğerleri, 2005; Bernhart ve diğerleri, 2000; Wehrbein ve diğerleri, 1996). Asscherickx ve diğerleri 5 beagle cinsi adolesan köpek üzerinde yaptıkları çalışmada, 4 köpekten oluşan deney grubundaki köpeklerin maksiller suturları üzerine biri kanin öbürü ikinci premolar dişler hizasında olmak üzere ikişer implant yerleştirmişlerdir. Bir adet köpeğin kontrol grubu olarak değerlendirildiği çalışmada 4 mm uzunluğunda ve 3,3 mm çapında osseointegre implantlar kullanılmıştır. 168 gün sürmesi planlanan çalışmanın 42. gününde toplam 8 implanttan 4 tanesi (1'i kanin hizasında, 3'ü ikinci premolar hizasında) kaybedilmiş ve çalışma dışı tutulmuştur. Kalan 4 implantı taşıyan 3 deneğin ve tek bir kontrol deneğinin maksiller transversal ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında; premolar bölgesindeki büyümenin etkilenmemiş olduğu, ancak kanin bölgesindeki transversal büyümenin kontrol grubuna göre daha az olduğu tespit edilmiştir. Yazarlar 3 posterior implantın kaybedilmesini bölgedeki yetersiz kemik miktarıyla açıklamışlar ve sutura kanin hizasında yerleştirilen implantların transversal büyümeyi olumsuz etkileyeceği sonucuna varmışlardır (Asscherickx ve diğerleri, 2005). Nienkemper ve diğerleri ise yaptıkları çalışmalarında adolesanlar dahil hiçbir hastalarında maksiller büyüme inhibisyonu ile karşılaşmadıklarını, Asscherickx ve diğerlerinin yaptığı çalışmanın örnekleme sayısının çok az, kullanılan implantların osseointegre ve tek bir parametrede farklılık bulunmuş olması sebepleriyle sorgulanması gerektiğini, hastanın sutural büyümesiyle ilgili endişe duyulduğu durumlarda paramedian bölgenin tercih edilebileceğini bildirmişlerdir (Nienkemper ve diğerleri, 2014, 2015; Wilmes ve diğerleri, 2009).

Yapılan klinik ve histomorfometrik çalışmada, maksiller sutura yerleştirilecek vidaların daha çok kemik kontağı sağlanması amacıyla uzun-ince yerine kısa-kalın geometride olanlarının tercih edilmesi tavsiye edilmektedir (Sung ve diğerleri, 2006; Heinrich Wehrbein, 2009).

Bölgeye erişim genellikle oldukça kolay olup bazı derin ve dar damaklı hastalarda tercih edilmeyebilir (Sung ve diğerleri, 2006). Hastalarda bu bölgede yeterli kemik miktarı varlığını ve anatomik yapılarla yakınlığını teşhis etmek içinse en iyi yöntemin konik ışınli bilgisayarlı tomografi olduğu bildirilmiştir (Bernhart ve diğerleri, 2000).

#### **2.2.4. Mini Vidalarda Başarı**

Bir mini vidanın başarılı sayılabilmesi, öncelikle ortodontistin başarı kriterlerine bağlıdır. Yapılan bir sistematik incelemede, literatürde %0 ile %100 arasında değişen bir skalada genellikle %80 üzeri başarı oranı bulunduğu bildirilmiştir (Reynders ve diğerleri, 2009).

Klinik olarak, mini vidaların başarılı sayılabilmeleri için gerekli kriterler:

- Mobilitesinin olmaması (primer stabilite),
- Çevre dokuda enflamasyonun olmaması
- Kullanılan aygıtın ihtiyaç duyulan süre boyunca fonksiyonunu devam ettirmesi (minimum 3 ay)
- Aygıtın yerleştirilmesi, çıkarılması sırasında ve kullanımı süresince çevre dokulara zarar vermemesi olarak sıralanabilir (Cheng ve diğerleri, 2004; Tseng ve diğerleri, 2006).

Mini vidaların başarısında hekime, hastaya ve mini vidanın kendisine bağlı birçok faktör rol oynamaktadır.

##### **2.2.4.1. Mini Vida Tasarımıyla İlgili Faktörler**

Mini vidalar çoğunlukla saf titanyum, titanyum alaşımı veya paslanmaz çelikten, birçok farklı boyut ve çapta, farklı yüzey özellikleri ile üretilirler. Bu özellikler hekimin mini vidayı nasıl ve nereye uygulaması gerektiğini belirlemede önem taşır (Reynders ve diğerleri, 2009).

Materyal farklılığının mini vida başarısıyla ilgili olmadığı (Chang ve diğerleri, 2019; Cheng ve diğerleri, 2004) ancak saf titanyuma kıyasla alaşımların daha sert olmaları sebebiyle, saf titanyum mini vidalar yerleştirilirken kemiğe pilot frezleme yapılması

gerekliliği bildirilmiştir (Kircelli ve diğeri, 2006). Ancak Duaibis ve diğeri ile Lin ve diğeri yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında materyal özelliklerinin, mini vidanın kortikal kemikte meydana getirdiği gerilmeleri önemli ölçüde etkilediğini söylemişlerdir (Duaibis ve diğeri, 2012; Lin ve diğeri, 2010).

Mini vidaların kemik içinde kalan yüzeylerinin boyutsal ve biçimsel özellikleri, temasta olduğu kemikte meydana getirdiği gerilme dağılımı ve şiddetini etkilemektedir. Oluşan gerilmelerin kemiğin dayanabileceği fizyolojik sınırları aştığı durumlarda, kemikte rezorpsiyon meydana getirerek mini vidada başarısızlığına neden olmaktadır. Oluşan gerilmeler fizyolojik sınırlar içinde olduğunda ise gerilme bölgelerinde yeni kemik oluşumu meydana gelerek mini vida stabilitesi artmaktadır (Aldikaçti ve diğeri, 2004; Himmlová ve diğeri, 2004).

Mini vidaların kemikle olabildiğince fazla temas etmesi sağlanarak gerilmelerin azaltılması hedeflenir. Mini vidaların çapında yapılan değişiklikler, uzunluğunda yapılan değişikliklere oranla vida-kemik arası oluşan gerilme yüzeyini daha çok etkiler. Bu nedenle, implant uygulanacak bölgenin anatomik özelliklerinin izin verdiği oranda öncelikle çapının, ikincil olarak da uzunluğunun artırılması önerilmektedir. Küçük çaplı mini vidaların kök araları gibi kısıtlı bölgelere çok daha kolay yerleştirilebilmelerine rağmen, mini vidanın çapındaki küçük bir azalma, torsiyonel ve gerilme streslerini önemli ölçüde artırır. Bu da hem mini vidanın kırılma riskini hem de kemik rezorpsiyonu riskini arttırmaktadır (Ari-Demirkaya ve diğeri, 2005; Favero ve diğeri, 2002; Himmlová ve diğeri, 2004). Araştırmacılar çapı 1,3 mm'den küçük mini vidaların kullanımını önermemektedirler (Carano ve diğeri, 2005; Carano ve Melsen, 2005).

Ne kadar uzunlukta mini vida kullanılacağı kemik kalitesi ve miktarı, vida açılardırması, transmukozal kalınlık ve komşu vital yapılara bağlıdır. Sert damak gibi kalın bir mukozayla kaplı alanlarda daha uzun vidalar kullanılması tercih edilmektedir. Kemik içinde bulunması önerilen minimum mini vida uzunluğu 5-6 mm'dir. Kemik kalitesi düşükse uzunluk arttırılmalıdır (Kuroda ve diğeri, 2007; Maino ve diğeri, 2005; Melsen, 2005; Tseng ve diğeri, 2006).

Mini vidaların başarısını etkileyen başka bir faktör de şekilleridir. Kemik içinde kalan kısımlarının konik (tapered, T-type) formda olması, silindirik formda (straight, S-type) olanlara kıyasla daha yüksek primer stabilite sağlamaktadır. Bunun sebebi olarak da konik

formdaki mini vidaların kortikal kemikle daha fazla temas etmeleri gösterilmektedir (Kyung ve diğeri, 2003; O’Sullivan ve diğeri, 2004; Sung ve diğeri, 2006; Yano ve diğeri, 2006).

#### **2.2.4.2. Hastayla İlgili Faktörler**

Ono ve diğeri (2008) kadınlarda daha ince kortikal kemik ve maksiller birinci molar mezialinde daha az yapışık diş eti varlığı tespit etmiş olsalar da başka birçok çalışmada cinsiyet ile mini vida başarısı arasında bir bağlantı olmadığı bildirilmiştir (Kuroda ve diğeri, 2007; Moon ve diğeri, 2008; Motoyoshi ve diğeri, 2006, 2007; Park ve diğeri, 2006).

Mini vidalar çok geniş bir yaş aralığında kullanılmaktadırlar. Ancak erişkin bireylerde kemik densitesi daha yüksek olduğu için immedat yükleme sonrası mini vida başarısının, adolesan bireylere göre daha fazla bulunduğu bildirilmiştir (Motoyoshi ve diğeri, 2007). Büyümekte olan bireylerde büyüme bölgelerine mini vida yerleştirilmesiyle ilgili endişelerden daha önce bahsetmiştik.

Osteoporoz, kontrol altında olmayan diabet, periodontal hastalıklar, sigara içmek ve bisfosfonatlar gibi bir takım ilaçları kullanıyor olmak klasik dental implantlar için risk faktörü oluşturmaktadır. Mini vidalarla ilgili bu konularda yapılmış çalışma olmasa da bu hastaların yakından takip edilmesi, daha uzun iyileşme periodu tanınması ve immedat yükleme yapılmaması tavsiye edilmektedir (Chung ve diğeri, 2004; Gapski ve diğeri, 2003; Mengel ve diğeri, 2007; Park ve diğeri, 2006; Piesold ve diğeri, 2006).

Ortodontik kuvvetler haricinde ağız hijyeni, okluzyon ve dil itimi de mini vida başarısının idamesinde dikkat edilmesi gereken hususlar olarak karşımıza çıkmaktadır (Cattaneo ve diğeri, 2007; Luzi ve diğeri, 2007; Mah ve Bergstrand, 2005).

### **2.2.4.3. Mini Vida Uygulanacak Bölgeyle İlgili Faktörler**

Kemik kalite ve kantitesi, mini vidaların tutunma gücünü sağlayan en önemli parametrelerdir. Bu parametreler hem kişiden kişiye hem de aynı kişide bölgeden bölgeye değişkenlik göstermektedir (Huja ve diğerleri, 2005; Wilmes ve diğerleri, 2008, 2006). Primer stabilite, kemik kalitesinden ziyade kortikal kemik kalınlığı ile ilişkili bulunmaktadır. Mini vida çevresinde bulunan minimum 1 mm'lik kortikal kemiğin mini vida başarısını önemli ölçüde arttırdığı bildirilmiştir (Motoyoshi ve diğerleri, 2007). Ancak kalın ve yoğun kortikal kemik varlığında mini vida yerleştirme esnasında ortaya aşırı ısı çıkma ihtimali artar. Bu durum komşu kemikte nekroz ve rezorpsiyonla sonuçlandığından klinisyenin dikkatli olması gerekmektedir (Cheng ve diğerleri, 2004; Park ve diğerleri, 2006).

Lokasyonla ilgili başka bir husus da mini vidanın yerleştirildiği bölgedeki yumuşak doku tipidir. Hipertrofik doku oluşumu ve enflamasyonu azalttığı için mini vidaların olabildiğince keratinize diş etine yerleştirilmeleri tavsiye edilmektedir (Maino ve diğerleri, 2005; Sung ve diğerleri, 2006).

Mini vida yerleştirirken diş köklerine çok yaklaşmak veya temas, mini vidada başarısızlığa sebep olan faktörlerdendir (Kuroda ve diğerleri, 2007). Aynı zamanda sürmekte olan üçüncü molarlar, düşmekte olan süt dişleri, periodontal hastalık ve dişsiz kretler; çevrelerindeki kemiğin kalitesini kötü yönde etkilemeleri sebebiyle dikkatli yaklaşılması gereken bölgelerdir (Costa ve diğerleri, 2005; Hedayati ve diğerleri, 2007; Melsen ve Verna, 2005). Maksiller suturla ilgili benzer bir endişeden önceki başlıklar altında bahsetmiştik.

### **2.2.4.4. Mini Vida Uygulama Prosedürüyle İlgili Faktörler**

Dental implantlarla ilgili yapılmış çalışmalar nazik bir cerrahi tekniğin önemli bir başarı kriteri olduğunu bildirmektedir. Travma ve termal yaralanma, osteonekroz ve fibröz enkapsülasyona sebep olabilmektedir (Eriksson ve Albrektsson, 1984; Gapski ve diğerleri, 2003). Mini vida yerleştirirken tork değerinin belirli bir aralıkta olması istenmektedir. Düşük

tork değerleri primer stabiliteyi riske atarken yüksek tork değerleri de nekroz ve lokal iskemiye sebep olabilmektedir (Motoyoshi ve diğerleri, 2006; 2007).

Mini vidalar temel olarak self-drilling ve self-tapping olmak üzere iki farklı yerleştirme tekniğine uygun üretilirler. Self-drilling mini vidalar hiç rehber delik açılmadan veya sadece kortikal kısım delinerek uygulanan sistemlerdir. Self-tapping olanlar için rehber delik tüm vida boyu kadar açılmalıdır. Kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda self-tapping olanları uygularken sadece kortikal kısmın delinmesi tercih edilebilir. Bu durumda, uygulama sırasında vida yerleştirici (screw driver) ile dikey kuvvet uygulamak gerekecektir. Gantous ve Phillips, pilot delik/yuva çapının mini vidanın dış çapının %70-85 oranında olması gerektiğini belirtmişlerdir (Gantous ve Phillips, 1995). Self-drilling ve self-tapping sistem vidalar arasında başarı farklılığı gösteren bir çalışma bulunmamaktadır.

Klinisyenin tecrübesi arttıkça mini vida başarısı artmaktadır. Hekim mini vidayı mümkün olduğunca sabit bir yönde tutarak ve elini titretmeden yerleştirmelidir (Chen ve diğerleri, 2009; Luzi ve diğerleri, 2007).

#### **2.2.4.5. Uygulanan Kuvvetle İlgili Faktörler**

Mini vidalara uygulanan ortodontik kuvvetlerin şiddeti, yönü ve zamanlaması, başarılarını etkileyen faktörlerdendir.

Mini vidalar, üretildikleri yüzey özellikleri aracılığıyla uygulandıkları kemiğe biyokimyasal ya da mekanik olarak tutunmaktadır. Mekanik olarak tutunan mini vidalarda, tutunma kuvveti tamamen kemik ile materyal arasındaki temas yüzey alanına ve evre kemiğin yoğunluğuna bağlıdır. Bu tip mini vidalarda bekleme süresi olmaksızın ortodontik kuvvet, yumuşak doku iyileşmesini takiben uygulanabilir (Cope, 2005; Sung ve diğerleri, 2006). Kemiğe biyokimyasal olarak tutunan mini vidalarda ise osseointegrasyonun oluşabilmesi için kuvvet uygulanmadan önce kemik dokusuna 3 ile 6 aylık bir süre tanınmalıdır (Branemark, 1983; Sung ve diğerleri, 2006). Ancak ortodonti pratiğinde osseointegre ankraj aygıtları özellikle çıkarılmaları esnasında zorluğa sebep oldukları için fazla tercih edilmemektedirler.

Yükleme zamanlamasıyla ilgili başka bir faktörün de vidanın yerleştirildiği bölgedeki kemik densitesi olduğundan bahsemiştik. Özellikle erişkin hastalarda kemiğin daha dens olması immedat yüklemeye daha çok olanak tanımaktadır (Motoyoshi ve diğerleri, 2007).

Mini vidaların 400 gram kuvvet civarı kuvvetleri karşılayabildiği bilinmektedir. Ancak birçok klinisyen 200 gram kuvvet veya daha az kuvvet uygulamayı tercih etmektedir. Araştırmacılar başlangıçta 50 gram kuvvet ile başlayıp iyileşme sonrası kuvveti arttırmayı önermektedirler (Chaddad ve diğerleri, 2008; Reynders ve diğerleri, 2009). Kuvvetin aralıklı veya devamlı uygulanmasının mini vidaların başarısında bir etken olmadığı bildirilmiştir (Park ve diğerleri, 2006).

Mini vidalara, lateral, torsiyonel, ekstrüziv ve mini vidayı çıkarıcı yönde rotasyonel kuvvetler uygulanmaması önerilmektedir (Cheng ve diğerleri, 2004; Costa ve diğerleri, 1998). Klinisyen, ortodonti mekaniğini planlarken bu durumu da dikkate almalı ve min ividayı mümkün olduğunca hareketini istediği diş veya diş grubunun direnç merkezi hizasında yerleştirmelidir (Reynders ve diğerleri, 2009).

### **2.2.5. Mini Vidalarla İlgili Oluşabilecek Risk ve Komplikasyonlar**

Mini vidaların ortodontik tedaviler esnasında geniş kullanım alanına sahip olmaları ve avantajlarının yanı sıra, sebep olabilecekleri komplikasyonların da göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Mini vidaların yerleştirilmesi, ortodontik kuvvet uygulanması ve çıkartılması sırasında komplikasyonlar meydana gelebilir. Bunlar;

- Mini vidanın uygulama esnasında çevre lojlara kaçması,
- Sinir, damar ve kökler gibi anatomik yapıların zedelenmesi,
- Mini vidanın süt ya da karışık dişlenme döneminde daimi diş jermeline teması,
- Nazal taban veya maksiller sinüs perforasyonu,
- Mini vidanın yerleştirilmesi veya çıkartılması sırasında kırılması,

- Mini vidanın migrasyonu,
- Mini vida etrafındaki kemikte enflamasyon, enfeksiyon veya periimplantitis oluşması,
- Mini vida başı etrafındaki mukozada enflamasyon oluşması ve mukozaya gömülmesi,
- Subkutanöz amfizem,
- Uygulama sonrasında hastada ağrı, kanama ya da alerjik reaksiyonlar oluşması olarak sayılabilir (Kravitz ve Kusnoto, 2007; Melsen ve Verna, 2005; Sung ve diğerleri, 2006).

Dens kortikal kemikle kaplı interradiküler bölgelerde ve mandibular ramus gibi hareketli ve kalın mukozayla kaplı bölgelerde mini vida yerleştirilirken driver kemiğe çok açılı konumlandırılıp çok vertikal kuvvet uygulanırsa mini vidalar mukozaya altına kayabilir. Bu da özellikle retromolar loj gibi vital yapıların bulunduğu bölgelerde tehlike arz eder. Yazarlar buna engel olmak için kortikal kemikte pilot drilling, gerekirse flep kaldırma, kemiğe mümkün olduğunca dik açılma ve fazla kuvvet uygulamamayı tavsiye etmektedirler (Kravitz ve Kusnoto, 2007).

İnterradiküler bölgede mini vida yapmanın en sık karşılaşılan komplikasyonlarından biri periodontal ligament veya kök hasarıdır. Araştırmacılar pulpanın dahil olmadığı kök yaralanmalarında çoğunlukla prognozun etkilenmediğini bildirmişlerdir (Melsen ve Verna, 2005). Ancak şiddetli yaralanmalarda dişte vitalite kaybı, osteosklerozis veya dentoalveolar ankiloz meydana gelebilir (Melsen ve Verna, 2005; Mine ve diğerleri, 2005). Mini vida yerleştirilirken köke temas edildiğinde torkta ani artışlar hissedilmektedir. Diş köküne temas edildiğine dair bir şüphe duyulduğunda mini vidanın 2-3 tur geri çevrilip radyografik olarak incelenmesi tavsiye edilmektedir. Posterior bölgelere gidildikçe driver'ı bukkopalatal yönde dik tutmak zorlaşacağından açılma hususunda daha dikkatli olmak gerekir (Kravitz ve Kusnoto, 2007; Sung ve diğerleri, 2006).

Mini vidaların bir sinir trasesine denk gelerek sinir yaralanmasına sebep olması oldukça nadir görülse de çoğunlukla ilk 6 ay içinde spontan iyileştikleri bildirilmiştir (Ozen ve diğerleri, 2006). Maksillada insiziv foramen ve posteriorda palatal sinirin geçtiği palatinal alveolar bölgeden mümkün olduğunca kaçınılmalı, bölgedeki kemik miktarına uygun kalınlıkta ve uzunluktaki mini vidalar tercih edilmelidir (Kravitz ve Kusnoto, 2007).



Subkutanöz amfizem, maksiller zigomatik krest gibi hareketli yumuşak doku ile kaplı alanlarda görülebilen, mukoza altına hava kaçıışı sonucu meydana gelen ve tipik olarak krepatasyon semptomu veren bir komplikasyondur. Meydana gelmemesi için pilot frezlemenin düşük hızlarda yapılması, enjektörde hava kalmadığından emin olunması ve bu bölgelerde hava-su spreyinin kullanılmaması önerilir (Heyman ve Babayof, 1995; Kravitz ve Kusnoto, 2007).

Maksiller sinüs ve nazal membran perforasyonu maksillada özellikle posterior dentoalveolar bölgede sıklıkla karşılaşılan bir durumdur ve çoğunlukla önem arz etmez. 2 mm'den küçük perforasyonların spontan iyileştiği bildirilmiştir. Böyle bir komplikasyondan şüphelenildiğinde hastada sinüzit veya mukosel gelişme riskine karşı takip önerilmektedir. Sarkık maksiller sinüse veya atrofik maksillaya sahip bireylerde mini vida oklüzal düzleme daha paralel yerleştirilmelidir (Ardekian ve diğerleri, 2006; Kravitz ve Kusnoto, 2007; Wilmes ve diğerleri, 2016).

Doku enflamasyonu, minör enfeksiyon ve periimplantitis mini vida yerleştirilmesinden sonra meydana gelebilir (Costa ve diğerleri, 2005). Mini vida etrafındaki yumuşak doku enflamasyonu mini vida kaybını % 30 oranında arttırmaktadır (Miyawaki ve diğerleri, 2003). Hastaya bu durumun oluşmaması için gerekli hijyen motivasyonu mutlaka verilmeli ve hastalar karşılaşılabilecekleri risk ve komplikasyonlarla ilgili bilgilendirilmelidir (Kravitz ve Kusnoto, 2007).

### **2.3. Gerilme Analiz Yöntemleri**

Canlı dokular üzerinde gerilme-gerinim, yük transferi ve mekanik özellik analizleri yapmak çok zor, çoğu zaman da imkansız olduğu için mühendislikte kullanılan bir takım yöntemler diş hekimliğine adapte edilmiştir (Carvalho ve diğerleri, 2015; İnan ve diğerleri, 2009). Diş hekimliğinde kuvvet analiz yöntemleri, tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar ve tedavi materyalleri üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimlerin, bu kuvvetlerin sebep olacağı yer değiştirme ve deformasyonların izlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Bu analizlerin dental biyomekaniğin gelişimindeki önemleri, sonuçlarının

kullanılacak materyallerin belirlenmesinde; aparey, implant, protez veya mekanik tasarımlarının kararlaştırılmasında yol gösterici olmalarıdır (Carvalho ve diğerleri, 2015).

Gerilme analizleri analitik, sayısal, deneysel olarak veya bunların kombinasyonları şeklinde yapılabilir. Analitik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve denklemlerin çözümünü gerektirir. Deneysel yaklaşımlar ise genellikle oluşturulan replikalar veya modeller üzerinde doğrudan ölçüm yapılmasını içerir. Sayısal modellemeler de sonlu elemanlar analizinde olduğu gibi bilgisayar programları kullanılarak gerçekleştirilen modelleme ve analiz yöntemlerini kapsar. Hangi yöntem olursa olsun sonuçların güvenilir olabilmesi için oluşturulan modellerin gerçek doku özelliklerini olabildiğince yansıtması gerekmektedir (Caputo ve Standlee, 1987).

Diş hekimliğinde birçok gerilme analiz yöntemi kullanılmaktadır. Bunlardan bazıları; kırılğan vernikle kaplama yöntemi, gerinim ölçer (strain gauge) kullanımı, elektronik nokta paterni interferometre yöntemi (ESPI), Moire interferometre yöntemi, fotoelastik gerilme analizi, dijital imaj korelasyon yöntemi (DIC), optik koherens tomografi yöntemi (OCT), fiber optik sensör (FOS) kullanımı ve sonlu elemanlar analizidir (Carvalho ve diğerleri, 2015).

### **2.3.1. Sonlu Elemanlar Analizi**

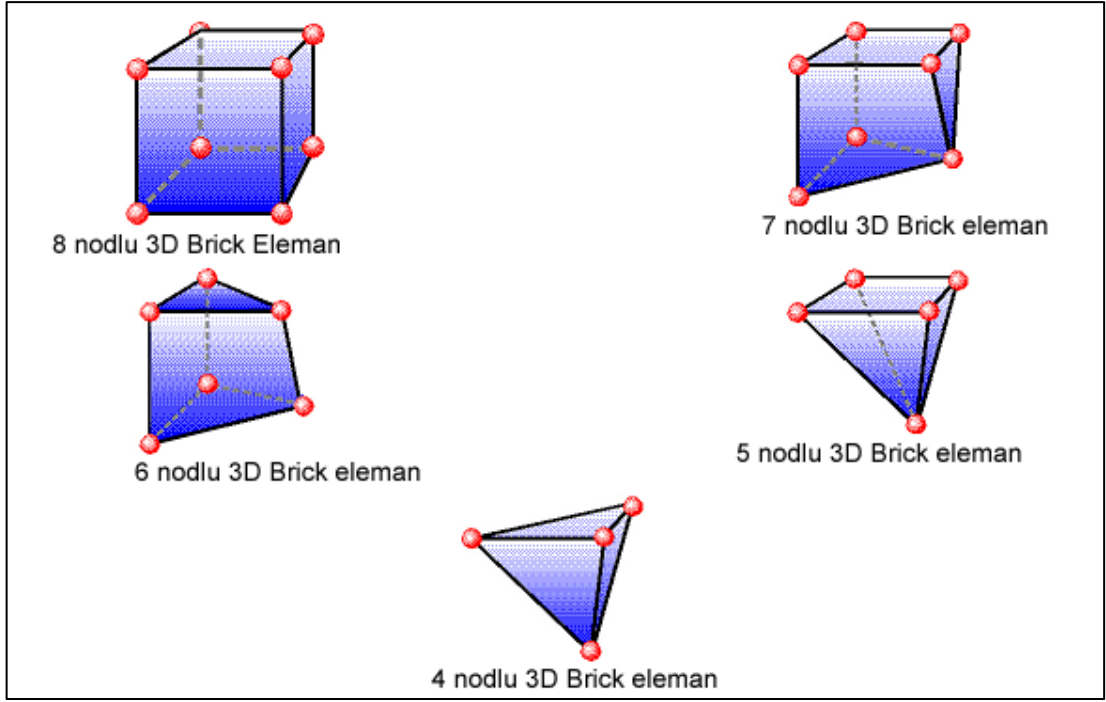
Sonlu elemanlar analizi, düzensiz geometri ve farklı materyal özelliğine sahip yapılara uygulanabilen; gerilme, gerinim, yer değiştirme, ısı transferi, elektromanyetizma ve sıvı akışı gibi birçok mühendislik probleminin çözümünde kullanılabilen bir sayısal analiz yöntemidir (Moaveni, 1999).

Sonlu elemanlar analizinin temelleri 1943 yılında atılmış olup, geliştirilmesi ve yaygınlaşması havacılık endüstrisinde uçak kanatlarındaki gerinimlerin ölçümünde kullanılmasıyla başlamıştır (Moaveni, 1999). Diş hekimliğindeki ilk kullanımı ise, Thresher ve Saito tarafından tek bir dişe uygulanan kuvvetin dişte meydana getirdiği gerilme ve gerinimlerinin hesaplanması amacıyla 1973'te gerçekleştirilmiştir (Thresher ve Saito, 1973). Günümüzde diş hekimliğinin hemen her alanında, kortikal ve spongiöz kemik, periodontal ligament, suturalar, implantlar, apareyler gibi birçok doku ve materyal üzerinde yapılan

araştırmalarda kullanılmaktadır (Geng ve diğerleri, 2001; Tanne ve diğerleri, 1987). Ortodontide ise braket-diş bağlantı arayüzü, kemik remodelasyonu, rotasyon veya direnç merkezi gibi in-vivo olarak incelenmesi mümkün olmayan soyut kavramların analizine, farklı mekaniklerin dişlerde sebep olacağı yer değiştirmelerin tespit edilip kıyaslanabilmesine olanak vermesi sayesinde en sık tercih edilen gerinim analiz yöntemlerinden olmuştur (Mackerle, 2004).

Sonlu elemanlar analizinde, karmaşık özellikteki cisme ait problemin sayısal formülasyonundaki zorluklardan dolayı hesaplanması daha kolay “sonlu sayıda” küçük geometrik birimlere bölünerek çözümlene yapılmaktadır (Geng ve diğerleri, 2001). Sayısal modeli oluşturan bu geometrik birimlere eleman adı verilir. Bu elemanlar iki boyutlu üçgen, kare vb. şeklinde, üç boyutlu küp, tetrahedron, piramit vb. şeklinde, aynı zamanda doğrusal veya kurvatürlü hatlarda olabilirler (şekil 1). Her bir elemana uygulanan ısı, kuvvet, elektrik gibi etkiler sonucunda oluşan değişiklikler ayrı ayrı hesaplanıp toplanarak tüm modele ait problemin ortalama bir çözümlenmesi yapılmış olunur (Moaveni, 1999; Richmond ve diğerleri, 2005). Dolayısıyla homojen olmayan ve farklı materyallerden oluşan yapılara da uygulanabilmekte, bu yapılarda kuvvet uygulama sonucu oluşan elastik ve plastik deformasyonlar, bağlanma dayanımları, çekme, basma, makaslama gerilmeleri ve yer değiştirmeleri değerlendirilebilmektedir (Geng ve diğerleri, 2001; Mackerle, 2004).

Düğüm (node) ise elemanların birbirlerine bağlandıkları noktalara verilen addır (şekil 1). Analizde düğümlerde meydana gelen yer değiştirmeler, elemanlardaki yer değiştirmeler olarak sonuçlanmış olur. Eleman ve düğümlerin birbirine bağlanarak meydana getirdiği üç boyutlu yapıya da ağ yapı (mesh) adı verilir. Bu ağ yapı sayesinde hem elemanlar ve düğümlerin koordinat noktaları belirlenir, hem de matematiksel denklemler elemanlar arasında taşınabilirler. Bir cisim modellendikten, ağ yapı oluşturulup elemanlara bölündükten sonra kuvvet uygulanmadan önce cismin sabitlenmesi için sınır şartlar (boundary conditions) belirlenir. Aksi takdirde cisim uzayda herhangi bir yönde hareket eder gibi davranacak yani üzerinde gerilme oluşmayacaktır (Geng ve diğerleri, 2001; Moaveni, 1999).



Şekil 1. Farklı geometrilere sahip eleman örnekleri (Kırmızı noktalar düğümleri temsil etmektedir.)

### 2.3.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Uygulanması

Sonlu elemanlar analizi yönteminde karmaşık yapıdaki cisim, küçük ve basit geometrik şekilli elemanlara indirgenerek hesaplanması kolay hale getirilmesinin ardından çözümlenmesi prensibine dayanmaktadır. Analizin uygulanmasında ilk aşama, yapının bilgisayar ortamında üç boyutlu modelinin oluşturulmasıdır (de Vree ve diğerleri, 1983; Hughes, 1987; Moaveni, 1999). Biyolojik yapıların gerçeğe yakınlığı ve olabildiğince fazla ayrıntı içermesi analiz sonuçlarının doğruluğunu belirleyen en önemli unsurlardandır (Grbovic ve Mihajlović, 2017; Tanne ve diğerleri, 1987).

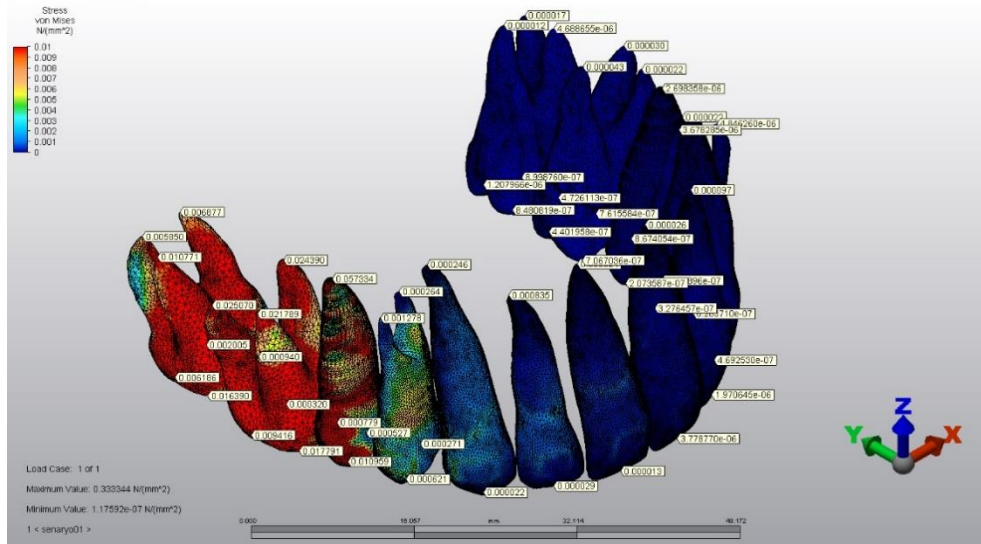
Model oluşturma; manuel olarak bilgisayar programları üzerinde çizim yapılarak, modellenecek cismin üç boyutlu tarayıcılarla taranmasıyla ve manyetik rezonans veya bilgisayarlı tomografi gibi görüntüleme yöntemlerinden elde edilen verilerin modelleme programlarına aktarılmasıyla gerçekleştirilebilir (Chen ve diğerleri, 2006a; Hughes, 1987; Jeon ve diğerleri, 1999; Moaveni, 1999).

Oluşturulan geometrik model sonrasında manuel veya otomatik olarak ağ yapıya (mesh) dönüştürülür. Bu ağ yapıya matematiksel model adı verilir ve sonsuz sayıda bilinmeyen, belirli sayıda bilinmeyene indirgenmiş olunur. Ağ modeli oluştururken elemanlar, hassas sonuçlar verecek kadar küçük; ancak hesaplamayı kolaylaştıracak kadar büyük seçilmelidir ve konumları da modelin gerçeğe yakınlığını belirler. Aynı zamanda eleman sayısının mümkün olduğunca fazla olması istenir. Bu sayede analizin kesinliği ve güvenilirliği artırılmış olursa da hesaplama süresi dolayısıyla maliyeti de bir o kadar artacaktır (Geng ve diğerleri, 2001; Moaveni, 1999).

Sonraki adımda cismin fiziksel özellikleri tanımlanır. Belirlenen bölgelerdeki elementlerin taklit ettikleri materyale özgü elastikiyet modülü, poisson oranı gibi değerleri analiz programına girilir (Moaveni, 1999). Materyal özellikleri cisimdeki gerilme dağılımını büyük ölçüde etkiler. Bu özellikler sonlu elemanlar analizinde izotropik, enine izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak modellenebilir. Yapılan çalışmaların çoğunda, dokuların homojen ve doğrusal izotropik oldukları kabul edilerek lineer denklemler kullanılmıştır (Chacko ve diğerleri, 2018; Duaibis ve diğerleri, 2012; Naini ve Nokar, 2009; Singh ve diğerleri, 2012; Tanne ve diğerleri, 1987; Yang ve diğerleri, 2001).

Sonlu elemanlar analizinde modelin tanımlanmasından sonra sınır koşulları belirlenmelidir. Sınır koşulları olmayan bir cisim boşlukta serbestçe hareket edebilir durumdadır. Bu koşullar belirlenen düğümlere uygulanarak cisme istenen şekilde kuvvet uygulanmasını sağlar, yer değiştirmesini kısıtlar ve deformasyonun incelenebilmesi için bazı elementlere istenen düzlem ve miktarda serbestlik tanımlar (Geng ve diğerleri, 2001; Grbovic ve Mihajlović, 2017).

Sonuç olarak hesaplanan veriler, yer değiştirme görüntüleri, animasyonlar ve gerilme değerlerini gösteren renklendirilmiş görüntüler olarak elde edilebilmektedir (Moaveni, 1999). Görüntülerde veriler renk kodları olarak, istenen açılarda alınan görüntülerin üzerine işlenir. Her renk bir değer aralığını sembolize eder ve bu değerler görüntülerde yer alan bir ölçek ile gösterilir (Şekil 2).



Şekil 2. Elde edilen analiz değerlerinin renk kodları ile görsel hale getirilmesi

### 2.3.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

Sonlu elemanlar analizinin en önemli avantajları:

- Düzgün geometri göstermeyen ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılar bile gerçeğe oldukça yakın modellenebilmektedir (Geng ve diğerleri, 2001; Grbovic ve Mihajlović, 2017; Koriototh ve Versluis, 1997; Mohammed ve Desai, 2014; Wakabayashi ve diğerleri, 2008).
- Birden fazla katmandan oluşan objeler, katmanların fiziksel özellikleri ve katmanlar arasındaki temas özellikleri yansıtılacak şekilde modellenebilmektedir. İstenildiğinde katmanlar veya cisimler arası bölgelerde sürtünme varlığı taklit edilebilmektedir (Duaibis ve diğerleri, 2012; Naini ve Nokar, 2009; Singh ve diğerleri, 2012).
- Gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler her noktada hassas bir şekilde hesaplanabilmektedir (Adıgüzel, 2010; Mohammed ve Desai, 2014).
- Oluşturulan modelin geometrisi, sınır şartları, uygulanan kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü gibi özellikler değiştirilip analiz gerektiği kadar tekrarlanabilmektedir (Geng ve diğerleri, 2001; Grbovic ve Mihajlović, 2017; Koriototh ve Versluis, 1997; Mohammed ve Desai, 2014).

- Sonlu elemanlar analizi; prototip olarak denenmesi zor, tehlikeli tasarımların simülasyonu olarak yapılabilir. Böylece araştırmaların bazı etik ve metodolojik sınırlamaların üstesinden gelmeleri sağlanır; non-invazivdir (Duaibis ve diğerleri, 2012; Naini ve Nokar, 2009; Singh ve diğerleri, 2012).

#### **2.3.4. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları**

Daha önce bahsedilmiş avantajlarına ek olarak noninvaziv, hassas, tekrar edilebilir olması, güvenilir ve karşılaştırılabilir sonuçlar vermesi, lineer/nonlineer, statik/dinamik birçok problemi çözebilmesi gibi avantajlarının yanında sonlu elemanlar analizinin bir takım dezavantajları da vardır (Geng ve diğerleri, 2001; Grbovic ve Mihajlović, 2017; Koriath ve Versluis, 1997; Mohammed ve Desai, 2014; Wakabayashi ve diğerleri, 2008).

- Koşulların modeller üzerinde uygulanması, güvenilir bir yazılım ve yüksek donanımlı bir bilgisayar kullanımı, yeterli tecrübe ve zaman gerektirmektedir.

- Sonlu elemanlar analizinde elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırmasını yapmak mümkün değildir. Bu nedenle değerler ve gerilme dağılımları dikkatle incelenip yorumlanarak analiz sonuçlandırılır (Adıgüzel, 2010).

- İnsan yapılarının modellenmesi, karmaşık anatomileri ve davranışları sebebiyle son derece zordur. Çünkü modellenen canlı dokular, ağız içinde statik halde bulunmazlar, dinamik yüklerin etkisi altındadırlar (Mohammed ve Desai, 2014).

- Modelleri oluşturulan malzemelerin izotropi, homojenite ve elastiklik gibi özelliklerinin varsayımına dayandırılması, malzemenin tam bir temsilini oluşturmamaktadır (Chacko ve diğerleri, 2018; Duaibis ve diğerleri, 2012; Naini ve Nokar, 2009; Singh ve diğerleri, 2012; Tanne ve diğerleri, 1987; Yang ve diğerleri, 2001).

### 2.3.5. Terminoloji ve Temel Kavramlar

Sonlu elemanlar analizinin daha iyi anlaşılabilmesi ve analiz sonuçlarının doğru bir şekilde yorumlanabilmesi için, bazı yazılımsal ve mekanik terimlerin bilinmesi gerekmektedir.

#### 2.3.5.1. Gerilme (Stress)

Bir cisme kuvvet uygulandığında etki-tepki prensibi dolayısıyla iç yapısında aynı büyüklükte ancak zıt yönde bir direnç gelişir. Bu dirence gerilme adı verilir. Uygulanan kuvvet de, sonucunda meydana gelen gerilme de cisim boyunca yayılır. Dolayısıyla gerilmenin tespit edilmesi için birim alandaki kuvvet hesaplanmaktadır (Sakaguchi ve diğerleri, 2019).

Gerilme= Kuvvet/Alan,

Birim= N/mm<sup>2</sup> veya Pascal (P) olarak belirtilir. Gerilme, megaPascal (MPa) şeklinde ifade edildiğinde 1 MPa=10<sup>6</sup> P eşdeğeri kullanılır. Gerilme vektörel bir büyüklük olduğu için büyüklüğü ile birlikte yönü de belirtilir.

#### 2.3.5.2. Asal Gerilmeler (Principal Stress)

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan gerilmeler; normal gerilmeler ve kesme (makaslama) gerilmeleri olmak üzere iki temel gruba ayrılır. Normal gerilme kategorisinde basma (compressive), çekme (tensile), torsiyonal, ve bükme (bending) gerilmeleri bulunur. Kesme gerilmesi ise birbirine paralel ancak zıt yönlü uygulanan kuvvetlerin sebep olduğu gerilme kategorisidir. Üç boyutlu bir elemanda kesme gerilmelerinin sıfır olduğu düzlemlerde



oluşan gerilmelere asal gerilmeler (principal stress) adı verilir. Asal gerilmeler, maksimum, ara (intermediate) ve minimum olmak üzere 3 gruba ayrılır. Maksimum asal gerilme en büyük pozitif değeri gösterir ve çekme gerilmelerini ifade eder, minimum asal gerilme en küçük negatif değeri gösterir ve basma gerilmelerini ifade eder (Sakaguchi ve diğerleri, 2019; Yamaji, 2005). Cisim üzerine etki eden gerilmelerden hangisi mutlak değer olarak daha büyükse, cisim daha çok o gerilmenin etkisi altında kalır (Budynas ve Nisbett, 2011).

Kemik gibi kırılğan materyaller için asal gerilmeler, cismin basma veya çekme dayanım sınırını ifade etmesi açısından önem taşır (Geng ve diğerleri, 2001).

### **2.3.5.3. Von Mises Gerilmesi**

Cisme uygulanan kuvvet sonucu oluşan tüm asal gerilmelerin kombinasyonu ile elde edilen ve metal gibi çekilebilir (ductile) materyallerin plastik deformasyona uğrama sınırını tanımlayan kavrama von Mises gerilmesi denir (Budynas ve Nisbett, 2011; O'Brien, 2002). Kırılğan materyallerde de gerilmelerin dağılımı ve yoğunlaştığı bölgeler ile ilgili genel bir bilgi vermesi amacıyla faydalanır (Budynas ve Nisbett, 2011; Cattaneo ve diğerleri, 2007).

### **2.3.5.4. Gerinim (Strain)**

Skaler bir büyüklük olan gerinim, gerilmenin cisim üzerinde meydana getirdiği fiziksel deformasyonun ölçümüdür. Lineer cisimlerde kuvvet uygulandıktan sonraki cisim uzunluğunun başlangıç uzunluğuna bölünmesiyle veya bu iki uzunluğun birbirine göre yüzdesel oranıyla ifade edilir (O'Brien, 2002; Sakaguchi ve diğerleri, 2019; Tanaka ve diğerleri, 2016).

### 2.3.5.5. Elastisite-Viskoelastisite

Elastik cisimler üzerlerine bir kuvvet uygulandığında şekil veya boyut değıştirseler de kuvvet ortadan kalktığında hemen eski hallerine dönebilirler. Plastik cisimler ise oyun hamuru gibi kuvvet ortadan kalksa bile eski hallerine dönemezler. Ancak bazı cisimler hem plastik hem de elastik özellikleri bir arada gösterebilir. Başlangıç haline gecikmeli olarak dönebilen bu cisimlere ise viskoelastik denir. İnsan vücudundaki birçok doku (deri, kas vb.) viskoelastiktir (O'Brien, 2002; Tosun, 1999).

Başlangıçta elastik özellikler gösteren bir cisme giderek artan kuvvetler uygulanmaya devam edildiğinde bir süre sonra kalıcı şekil değışikliğine uğrar. Buna plastik deformasyon denir. Bir cismin elastik davranışlar gösterebildiği maksimum gerilme miktarına elastik sınır, bir cismin plastik deformasyona uğradığı minimum gerilme miktarına ise Yield noktası adı verilir (O'Brien, 2002; Sakaguchi ve diğeri, 2019).

### 2.3.5.6. Hooke Kanunu ve Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Hooke Kanunu, bir cismin elastik sınırına ulaşana kadar gerilme ve gerinim arasında doğru orantılı bir artış olduğunu savunur. Bu kanuna göre deformasyon sınırına kadar sabit olduğu varsayılan gerilme ve gerinimin birbirine oranı, ilgili materyalin elastiklik modülünü ya da Young modülünü verir. Yüksek Young modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvet altında, düşük Young modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar. Aynı zamanda yüksek Young modüllü cismin elastisitesi daha düşüktür.

$E = \text{Gerilme} / \text{Gerinim}$  ile formüle edilmektedir. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır (O'Brien, 2002; Sakaguchi ve diğeri, 2019; Tosun, 1999).

Homojen ve izotropik cisimlerde cisimlerin özelliklerini belirleyen bu özellikler önceden belirlenmiş ve sabittir. Bu cisimlerle ilgili analizlerde çözümlenen denklemler

lineerdir. Yaşayan bir canlıda değişkenlik gösterebilirler ve tanımlanmaları zor olduğundan ortalama değerler olarak kabul edilirler (O'Brien, 2002).

### **2.3.5.7.Poisson Oranı**

Young modülü gibi cismi tanımlayan ve tüm maddeler için 0 ile 0,5 arasında bir değer alan orandır. Cisme kuvvet uygulandığında elastik deformasyona uğrayana kadar gösterdiği enindeki birim boyut değişiminin boyundaki boyut değişimine oranı hesaplanarak elde edilir. (Budynas ve Nisbett, 2011; Shaw ve diğerleri, 2004). Bu oran, cismin kuvvet karşısında oluşturacağı boyutsal cevabı belirler (Sakaguchi ve diğerleri, 2019).

### **2.3.5.8. İzotropi, Anizotropi, Ortotropi ve Homojen Cisim**

Herhangi bir doğrultuda aynı boyutsal değişiklikleri gösterebilen cisimlere izotropik denir. İzotropik cisimlerdeki gerilme-gerinim ilişkileri, Young modülü ve Poisson oranları ile hesaplanabilir. Dolayısıyla sonlu elemanlar analizinde cisimlerin izotropik kabul edilmeleri durumunda veya izotropik materyallerin incelendiği durumlarda sadece bu iki sabit kullanılması yeterli olmaktadır (Hughes, 1987; Moaveni, 1999). Farklı eksenlerden uygulanan kuvvetler karşısında farklı sonuçlar elde edilen cisimlere anizotropik cisimler denir ve Young modülü ile Poisson oranına ek olarak tanımlanmaları için başka sabitler gerekmektedir (Gačnik ve diğerleri, 2014; Grbovic ve Mihajlović, 2017).

İzotropik materyallerden farklı olarak ortotropik materyaller, üç eksen boyunca uygulanan kuvvetler karşısında farklı özellikler gösterir. Bu nedenle ortotropik materyaller kullanılarak analiz yapıldığında model girişi için üç farklı Young modülü, üç makaslama modülü ve altı farklı Poisson oranının bilinmesi gerekir. Ortotropik materyaller, farklı yönlerde farklı özellikler gösteren anizotropik materyallerin bir alt kümesidir (Gačnik ve ark, 2014; Grbović ve Mihajlović, 2017).

Bir cisim her noktasında aynı elastik özellikler gösteriyorsa yani izotropikse, homojen cisim olarak adlandırılır (O'Brien, 2002).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada antagonistini kaybetmesi sebebiyle ekstrüze olmuş maksiller birinci molar dişi intrüze etme amaçlı ortodonti pratiğinde sıklıkla uygulanan dört farklı mekanik kullanıldığında; dişler, spongioz ve kortikal kemiklerde oluşan gerilme ve dişlerdeki yer değiştirmelerin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Araştırmamız üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi kullanılarak, statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışması Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından DHF-19011 proje numarası ile desteklenmiş olup; araştırma için gerekli etik kurul onayı Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu'nun 26.08.2022 tarihli 2022/037 sayılı kararı uyarınca alınmıştır (Ek-1).

Bu çalışma Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiş olup, modellerin oluşturulması ve analizlerin yapılmasında Ay Tasarım Ltd. Şti'nden yardım alınmıştır. Üç boyutlu ağ yapının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar gerilme analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 gigabyte hard disk, 14 gigabyte 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) optik tarayıcı cihazından (Resim 1), Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 ABD) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, ABD) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) analiz programlarından yararlanılmıştır.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., ABD) yazılımına aktarılmıştır.

Üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizinin bilgisayarda çözümü için geometrik modellerin ardından ağ yapısının oluşturulması, eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi, materyal özelliklerinin ve sınır koşullarının girilmesi ve modelin çözümlenmesi aşamaları takip edilmiştir.



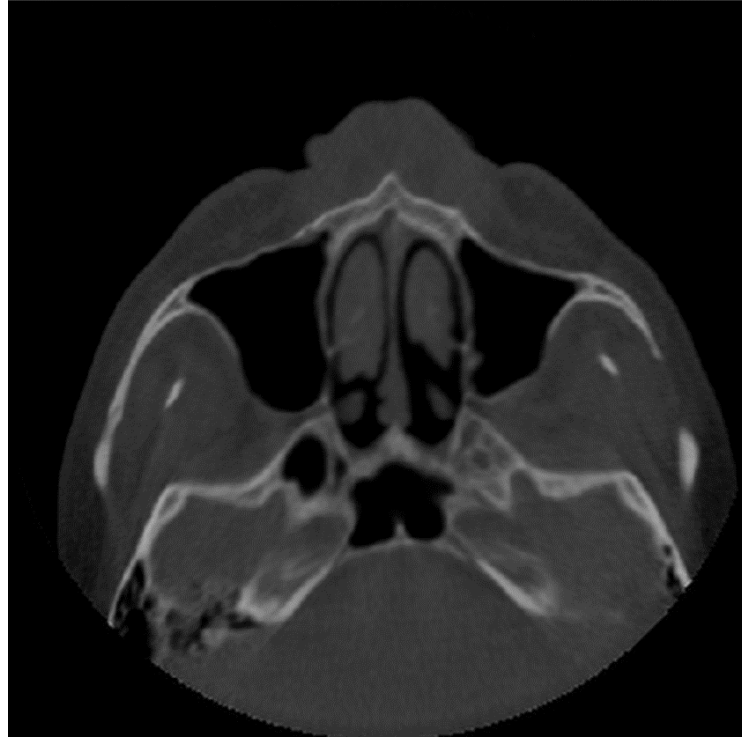
Resim 1. Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum) Optik Tarayıcı

### 3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Bu çalışmada toplam dört senaryo bulunmaktadır. Tüm senaryolarda maksilla, kranyum ve üçüncü molarlar haricindeki tüm dişlerle birlikte modellenmiş olup, sağ maksiller birinci molar diş oklüzal düzlemde 3 mm sarkık olacak şekilde konumlandırılmıştır.

### 3.1.1. Maksillanın Modellenmesi

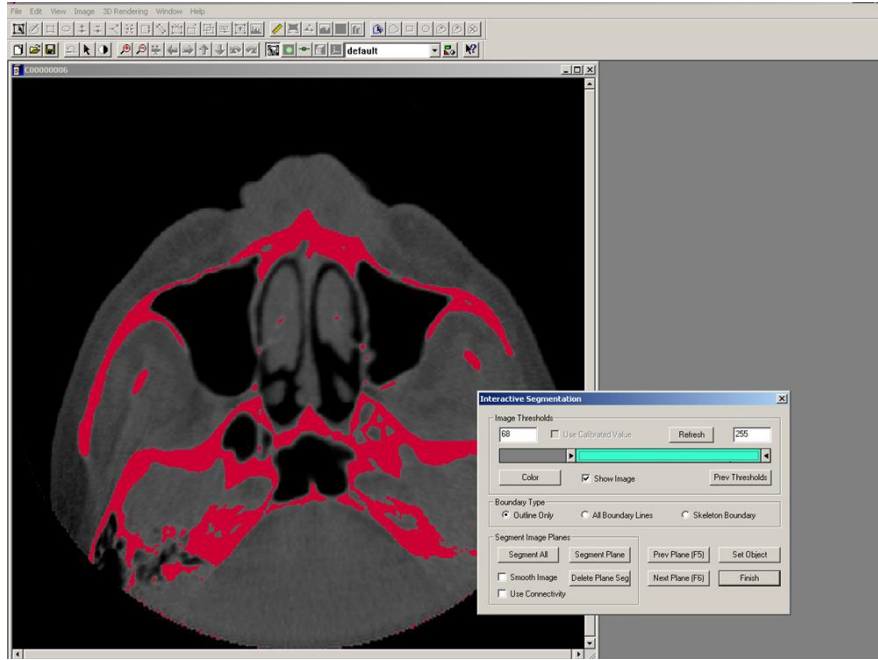
Bu çalışmada üst çene kemik dokusunun geometrik modelinin oluşturulması için herhangi bir kraniyofasiyal deformiteye sahip olmayan erişkin bir hastanın Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) görüntüleri kullanıldı (Resim 2). Maksillanın ILUMA KIBT (Orthocad, 3M Imtec, Oklahoma, ABD) cihazı ile, 120 kvp, 3,8 mA'de 40 saniye taranmasıyla 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0,2 mm kesit kalınlığı ile yeniden yapılandırıldı. Bu işlem sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, ABD) yazılımına alındı.



Resim 2. Maksillaya ait KIBT görüntüsü

3D-Doctor yazılımında görüntülerdeki kemik dokusu, “interactive segmentation” yöntemiyle Hounsfield Değerlerine bakılarak ayrıştırıldı (Resim 3). Ayrıştırılan kesitler “complex render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen model, 3D-Doctor

yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek, kranyumla birlikte üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı (Şekil 3). Üç boyutlu model 3D-Doctor yazılımından stl formatında export edildi.

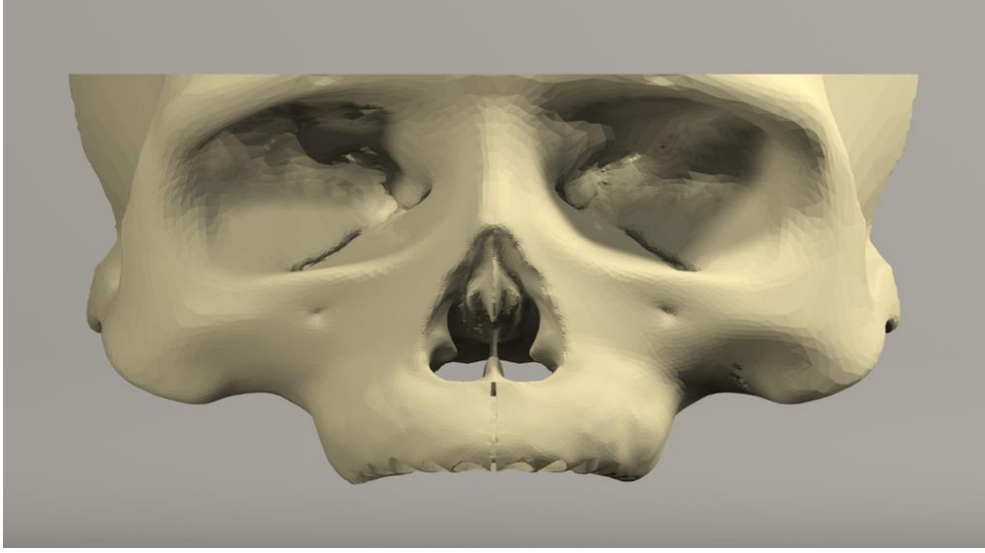


Resim 3. “Interactive segmentation” yöntemi ile kemik dokusunun segmentasyonu

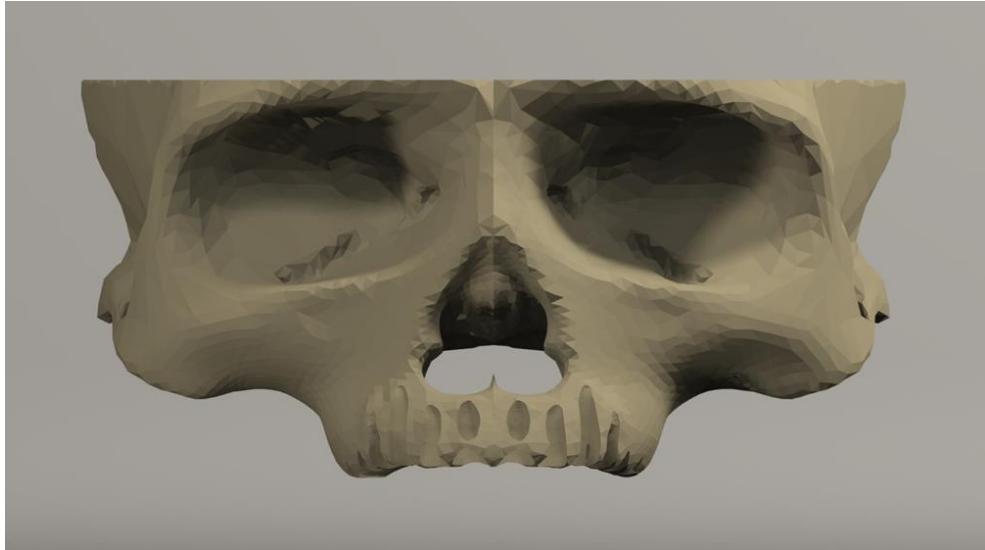
Kemik dokusundan offset yöntemi ile (yapının her yerden eşit olarak büyütülmesi/küçültülmesi işlemi) spongiöz kemik elde edildi ve gerekli uyumluların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu (Şekil 4). Bu şekilde maksilla kortikal kemik, spongiöz kemik ve maksiller sutur gerçek morfolojisini yansıtabilecek biçimde modele taşındı. Çalışmada kullanılan üst çene kemiği modeli; burun tabanında 1 mm, palatinal bölgede 2 mm kalınlıkta kortikal kemik içermekte olup, vestibüler alveolar bölgede kortikal kemik kalınlığı, kret tepesinden burun tabanına doğru, 2 mm’den 1 mm’ye düşmektedir. Çalışmamız için önem taşıyan mini vida yerleştirilecek bölgelerdeki kortikal kemik kalınlıkları; palatum durumunda 2 mm, bukkal alveolar bölgede 1 mm, palatinal alveolar bölgede 2 mm olarak hazırlanmıştır (Baumgaertel, 2009; Fayeda ve diğerleri, 2010; Kim ve diğerleri, 2009; Ohiomoba ve diğerleri, 2017; Ono ve diğerleri, 2008; Poggio ve diğerleri, 2006).



Yapılan modellemeler Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 ABD) yazılımında 3 boyutlu olarak uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.



Şekil 3. Maksillanın geometrik modeli

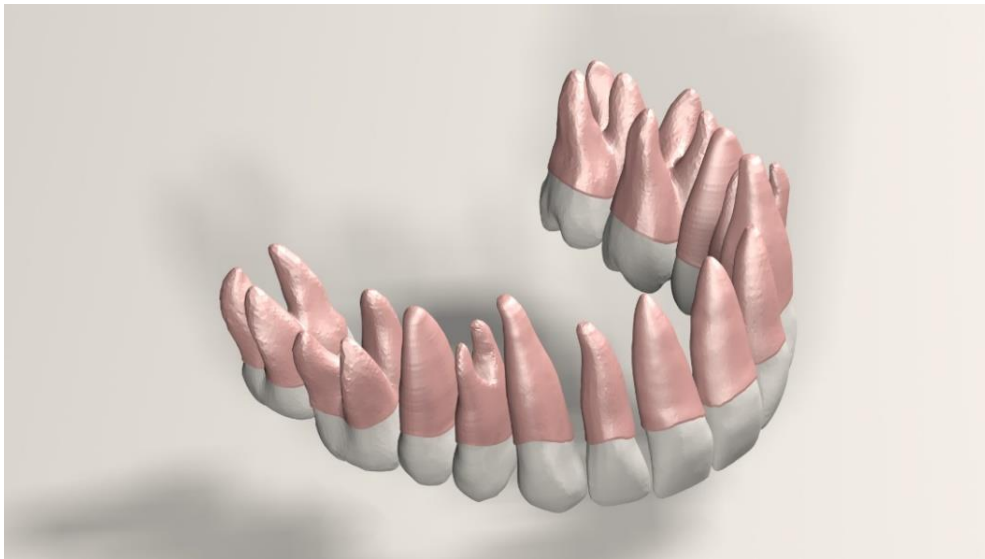


Şekil 4. Kortikal kemiğin “Offset yöntemi” ile uzaklaştırılmasıyla elde edilen spongioz kemiğin geometrik modeli

### 3.1.2. Dişlerin ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Dişlerin modellenmesi için, Wheeler Atlası'ndaki anatomik ve morfolojik verilere uygun şekilde yapılan akrilik modellerin Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum) optik tarayıcı ile 3 boyutlu taraması yapıldı (Nelson ve Ash, 2010). Elde edilen veriler baz alınarak Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103, ABD) yazılımında dişler modellendi. Modellemede mine, dentin, sement ve pulpa dokuları göz önüne alınmadı. Sağ üst birinci molar diş hariç diğer tüm dişlerin lokal eksenleri, Roth tarafından belirlenmiş angulasyon, tork ve rotasyon değerlerine (Roth Prescription) getirildi (Roth, 1979). Ark formu, Ormco markasının (Ormco Corp., Orange, CA, ABD) orta büyüklükteki "tru-arch" formuna uygun şekilde oluşturuldu. 16 numaralı diş ise maksiller oklüzal düzlemden 3 mm koronalde konumlandırıldı.

Diş modellerinin kortikal kemik içerisine kalan kısımlarının slice işlemi ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden, offset komutu ile 0,25 mm kalınlığında uniform periodontal ligament (PDL) elde edildi (Şekil 5). PDL dokularının Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103, ABD) yazılımında kortikal kemikten boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla diş soketleri elde edilmiş olundu.



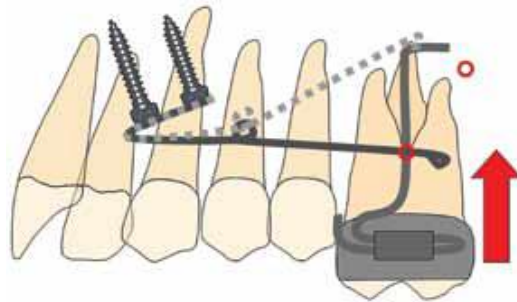
Şekil 5. Dişler ve periodontal ligamentlerinin geometrik modeli

### 3.1.3. Braket, Tüp, Bant ve Ark Telinin Modellenmesi

0,022 x 0,025 inç slotlu Roth braketler ve molar tüpleri, molar bantları ve 0,016 çaptaki yuvarlak nikel-titanyum ark teli Ormco markasının (Ormco Corp., Orange, CA, ABD) ürünleri temel alınarak, 3 boyutlu optik tarayıcı, yüksek çözünürlüklü fotoğraf çekimi ve manuel ölçümler aracılığıyla Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103, ABD) yazılımı kullanılarak modellendi. Molar bantları ve braketler ile dişler arasında adeziv materyalin olduğu varsayılmıştır.

### 3.1.4. Mini Vida, Transpalatal Ark ve Mousetrap Apareyinin Modellenmesi

Bu çalışmada transpalatal ark (TPA) ve Mousetrap apareyi 3ds Max (Autodesk, Inc.) yazılımı ile manuel olarak 0,9 mm çaplı olacak şekilde modellendi. TPA'nın kolları molar bantlara rijid şekilde bağlandı ve kemik yüzeyinden 4 mm uzakta seyretmesi sağlandı (Cousley, 2010). Mousetrap apareyinin tasarımında Wilmes ve diğerlerinin Şekil 6'da görülen tarifi baz alındı (Wilmes ve diğerleri, 2018).



Şekil 6. Wilmes ve diğerlerinden (2018) Mousetrap apareyi

Kullandığımız mini vida, Dentos Inc. (Venture Company, Daegu, Korea) firmasına ait demo amacıyla büyütülerek üretilmiş modelin 3 boyutlu tarayıcıda taranması ile elde edildi (Şekil 7). Tüm maksillada 1 mm kalınlığında mukoza olduğu varsayılarak mini vidalar yivli yüzeylerinin yaklaşık olarak 1'er milimetresi kemik dışında kalacak şekilde yerleştirildi. Kemik dışında kalan yüzeylerin miktarı, mevcut kemik anatomisi sebebiyle küçük farklılıklar göstermektedir.

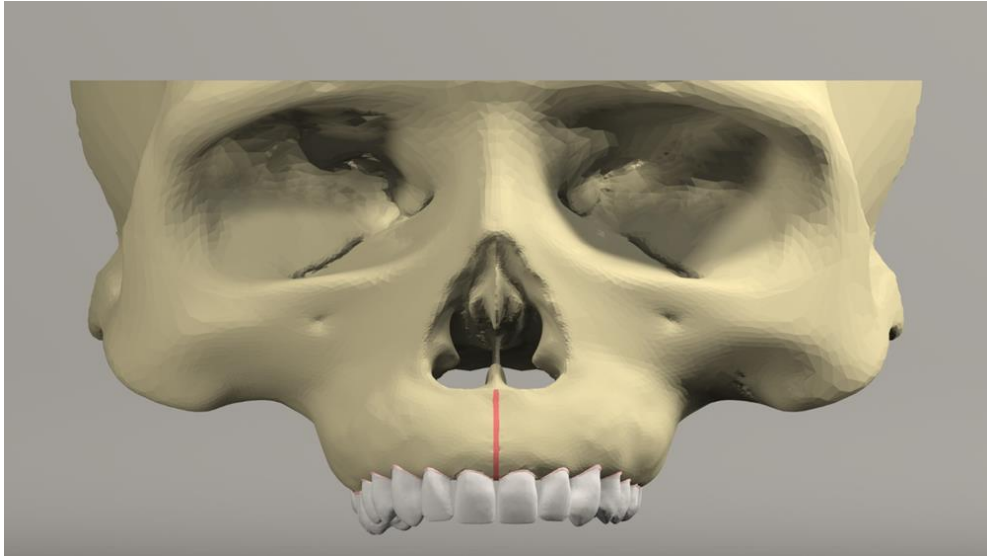


Şekil 7. Mini vidanın geometrik modeli

Tüm mini vidaların tasarımları kısmi konik (tapered) ve self-drilling olup alveolar bölgeye yerleştirilen ikinci ve üçüncü senaryolardaki mini vidaların çapları 1,5 mm ve yivli kısımları 6 mm uzunlukta olmak üzere toplam 8 mm boyunda; palatum duruma yerleştirilen dördüncü senaryodaki mini vidaların çapları 2 mm ve öndeki mini vidanın yivli kısmı 8 mm uzunlukta olmak üzere toplam 11 mm boyunda, arkadaki mini vidanın yivli kısmı 6 mm uzunlukta olmak üzere toplam 9 mm boyunda hazırlandı. Bu boyutların belirlenmesinde daha önce yapılmış benzer çalışmalardan faydalanıldı (Machata ve diğerleri, 2005; Crismani ve diğerleri, 2010; Kravitz ve diğerleri, 2007a; Landes ve diğerleri, 2008; Lee ve diğerleri, 2004; Lee ve Shuman, 2012; Mizrahi ve Mizrahi, 2007; Moon ve diğerleri, 2007; Paccini ve diğerleri, 2016; Wilmes ve diğerleri, 2018, 2015; Xun ve diğerleri, 2007; Yun ve diğerleri, 2007).

### 3.2. Model Setlerinin Oluşturulması

Tüm canlı ve cansız yapılar modellendikten sonra anatomik özellikleri aynı ancak mekanikleri farklı 4 senaryo oluşturuldu. Bunun için modellenmiş maksilla, dişler ve periodontal ligamentleri bir araya getirildi (Şekil 8). Tüm senaryolarda sağ birinci maksiller molar, oklüzal düzlemden 3 mm sarkık konumlanmaktadır ve karşılaştırılabilirlik sağlamak amacıyla herbirine toplam 100 gram kuvvet uygulanması planlanmıştır.

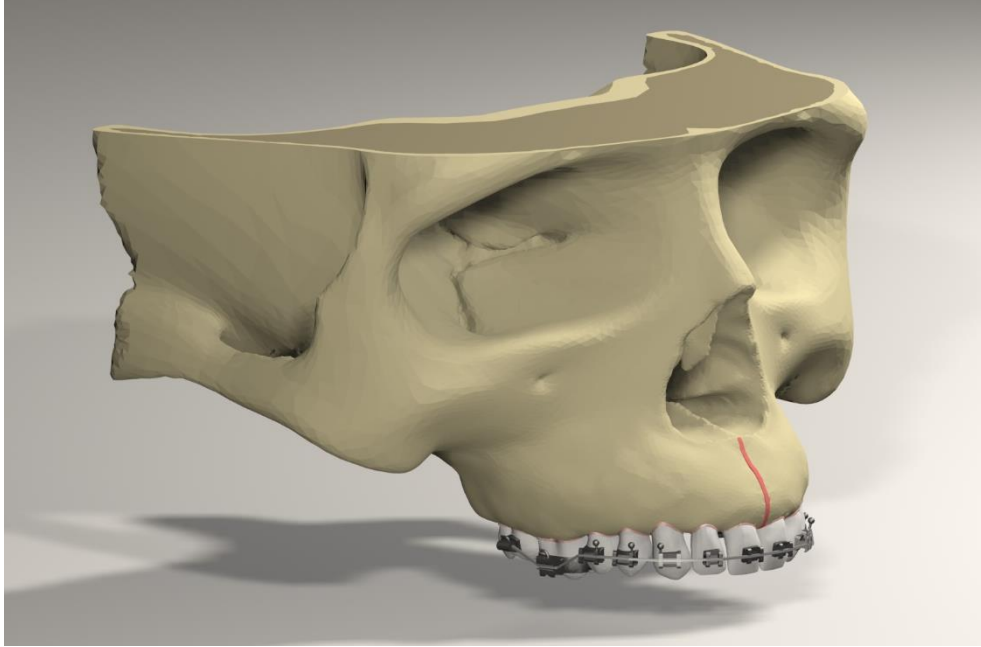


Şekil 8. Tüm senaryolarda kullanılan anatomik geometrik model

#### 3.2.1. Birinci Modelin Oluşturulması

Birinci senaryo, sağ üst maksiller birinci molar dişi sarkmış hastaya çekimsiz sabit ortodontik tedavi uygulamasının seviyeleme aşamasının simülasyonu olarak planlandı. Bunun için anatomik modele; maksiller ikinci molarlara tüpler, maksiller birinci molarlara bant ve bantlara lehimlenmiş tüpler, diğer tüm dişlere braketler ve tüm bunların slotlarından

geçirilmiş 0,016 inç çaplı yuvarlak nikel-titanyum ark tel eklendi. Tüm tüp ve braketler 0,022 x 0,025 inç slotlu ve Roth değerlerine sahiptir (Şekil 9).



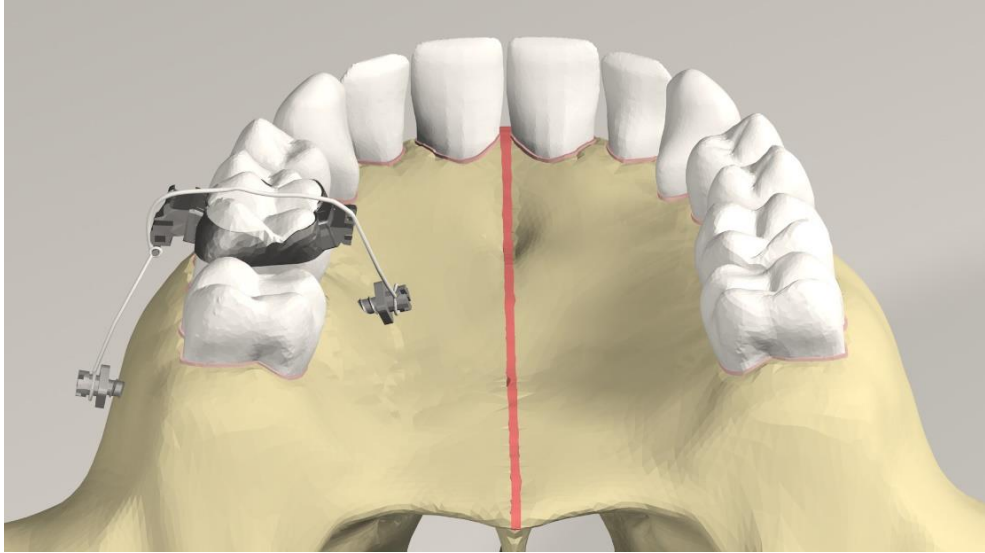
Şekil 9. Birinci senaryoda oluşturulan geometrik model

### 3.2.2. İkinci Modelin Oluşturulması

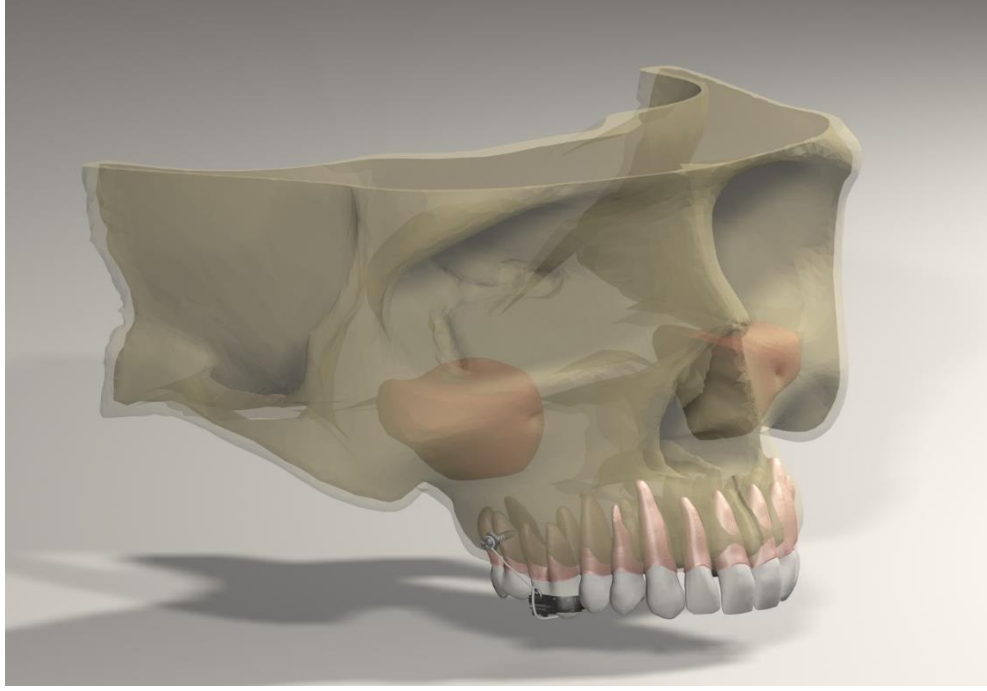
Bu senaryo; sarkık konumlandırılmış sağ üst birinci maksiller dişin, hem bukkal hem palatinal alveolar bölgelere yerleştirilmiş mini vidalardan destek alınarak intrüzyonunun simülasyonu olarak planlandı. Bunun için anatomik modele, sadece bir adet molar bantı ve banda lehimlenmiş tüp, iki adet 1,5 mm çaplı ve 8 mm uzunluklu mini vida ve kuvvet uygulanmasını simgesel olarak gösterme amaçlı elastik eleman yerleştirildi (Crismani ve diğerleri, 2010; Kravitz ve diğerleri, 2007a; Paccini ve diğerleri, 2016).

Her iki mini vidanın da yivli kısımlarının 1'er mm'si mukoza varlığını taklit etme amaçlı kemik dışında bırakıldı. Vidalar; intrüzyon kuvveti uygulanacağı için kemik yüzeyinin elverdiği ölçüde dişin uzun eksenine dik yerleştirildi (Baumgaertel, 2011). Bukkaldeki mini

vida, birinci ve ikinci molar dişlerin interproksimal bölgesine kret tepesinden 6 mm apikale yerleştirildi. Palatinaldeki mini vida ise palatal arter ve sinir trasesine yaklaşmamak amacıyla ikinci premolar ve birinci molar dişlerin interproksimal bölgesine kret tepesinden 4 mm apikale yerleştirildi (Baumgaertel ve Hans, 2009; Bowman, ve diğerleri, 2011; Maistry ve diğerleri, 2012; Poggio ve diğerleri, 2006). Elastik eleman ise Şekil 10 ve 11’de görüldüğü gibi bukkaldeki mini vidadan tüpe, sonra palatinal sheath’e, oradan da palatinaldeki mini vidaya bağlandı. Bukkaldeki kortikal kemik kalınlığı 1 mm, palatinaldeki kortikal kemik kalınlığı ise 2 mm’dir (Baumgaertel, 2011; Farnsworth ve diğerleri, 2011; Kim ve diğerleri, 2006).



Şekil 10. İkinci senaryoda oluşturulan geometrik model

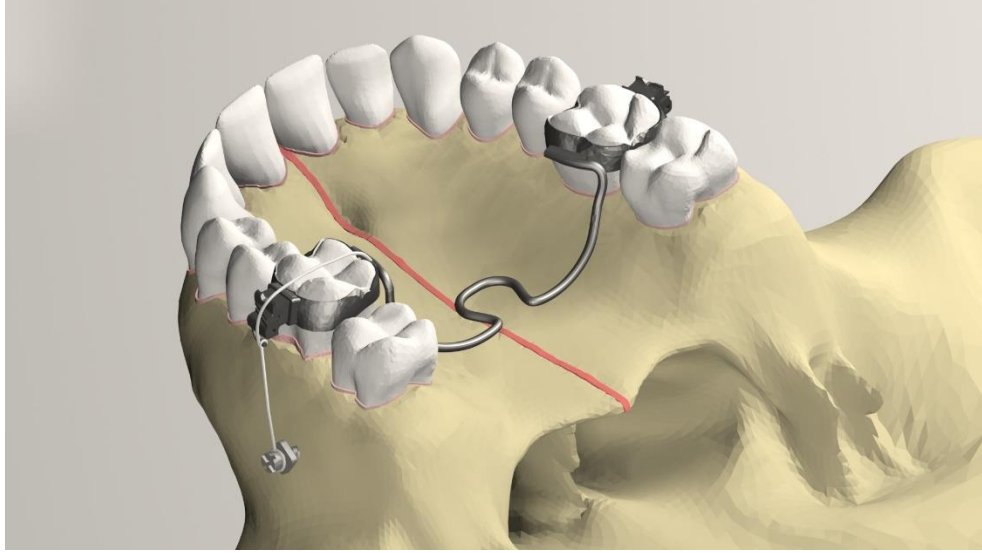


Şekil 11. İkinci senaryoda oluşturulan geometrik modelin başka bir açıdan görseli

### 3.2.3. Üçüncü Modelin Oluşturulması

Bu senaryoda yine sarkık maksiller birinci moların intrüzyonu için sadece bukkal alveolar bölgeye bir mini vida uygulanması ve devirici kuvvetleri dengelemesi adına birinci molar dişlere transpalatal ark yerleştirilmesi planlandı. Anatomik modele, ikinci senaryodaki bukkal mini vida ile aynı boyutta ve aynı konumda yerleştirilmiş bir mini vida, her iki birinci molar dişe bantlar ve tüpler, molar bantların palatinal sheath'lerine lehimlenmiş kemik yüzeyinden 4 mm uzakta seyreden 0,9 mm çapında yuvarlak kesitli TPA ve mini vidadan tüpe, oradan palatinal sheath'e asılmış elastik eleman eklendi (Lee ve Shuman, 2012). Üçüncü model Şekil 12'de görülmektedir.

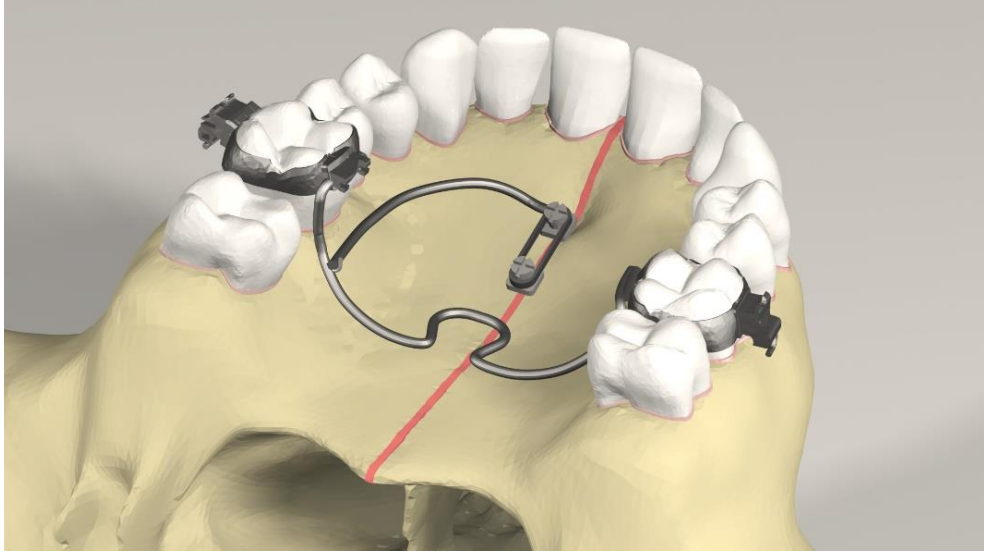




Şekil 12. Üçüncü senaryoda oluşturulan geometrik model

#### 3.2.4. Dördüncü Modelin Oluşturulması

Bu senaryoda Wilmes ve diğerlerinin (2018) tarif ettiği mini vida destekli Mousetrapp apareyi kullanılarak sarkık maksiller birinci moların intrüzyonunun simülasyonu planlandı. Bu modeli oluşturmak için maksiller birinci molarlar için bantlar ve bunlara lehimli tüpler, yine üçüncü senaryodaki gibi kemik yüzeyinden 4 mm yukarıda seyreden 0,9 mm çapında ve palatinal sheath'lere lehimli bir TPA, bu TPA'ya ek olarak sarkık molar diş tarafındaki TPA koluna apareyin geriye doğru uzanan kolunun oturacağı küçük bir çıkıntı, sert damak bölgesine iki tane mini vida, bu mini vidaları bağlayan oval bir parça ve bu parçadan sarkık molar dişe doğru uzanan yine 0,9 mm çapında yuvarlak kesitli bir kol eklendi. Mini vidalar diğer senaryolardan farklı olarak maksiller sutura yerleştirildi ve 2 mm çapında hazırlandı. Öndeki mini vidanın toplam uzunluğu 11 mm, arkadaki mini vidanın toplam uzunluğu 9 mm'dir. Mekaniğin tasarımına uygun olarak; her iki mini vidanın da başı ve 1'er mm yivli kısımları dahil olmak üzere toplam 4'er mm'si kemik dışında konumlandırıldı. Dolayısıyla öndeki mini vidanın 7 mm'si, arkadaki mini vidanın ise 5 mm'si kemik içindedir. Mini vidaların bulunduğu bölgedeki kortikal kemik kalınlığı 2 mm'dir (Baumgaertel, 2009; Ludwig ve diğerleri, 2011; Nienkemper ve diğerleri, 2015; Wilmes ve diğerleri, 2016).



Şekil 13. Dördüncü senaryoda oluşturulan geometrik model

Bu apanyonun ön kolu aktiflendiğinde molar dişlerin kök hizasına gelmektedir. Aktif kol TPA'da hazırlanan çıkıntıya oturtularak kuvvet uygulaması sağlanmaktadır (Şekil 13).

### 3.3. Matematiksel Modellerin Oluşturulması

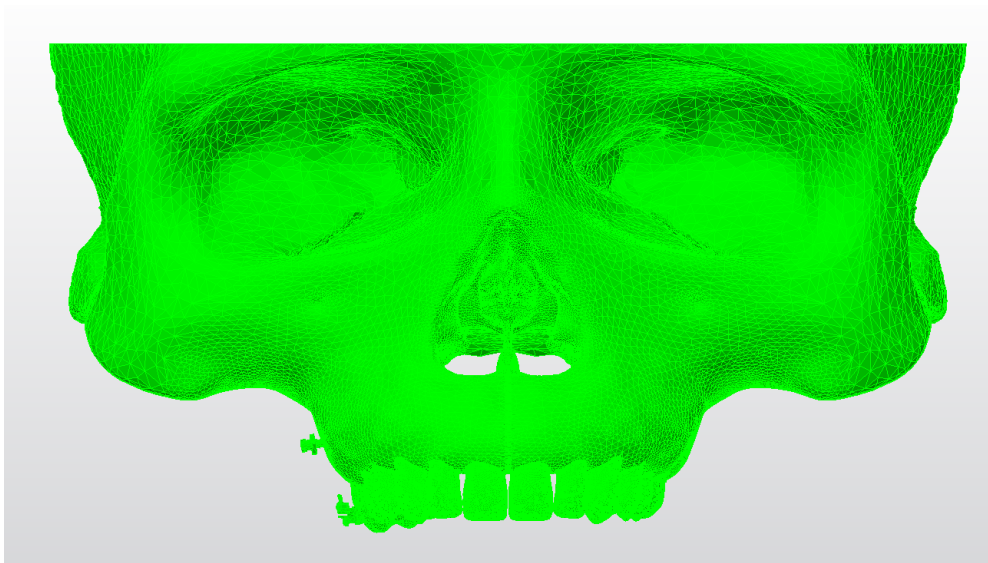
VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, ABD) yazılımında oluşturulan geometrik modeller, 3 boyutlu koordinatları korunarak Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) yazılımına stl şeklinde yüzey verisi olarak atıldı. Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) yazılımında geometrik modellerin içi dolu şekilde meshlenmesi diğer bir deyişle matematiksel model oluşumu gerçekleşti (Şekil 14). Bu yazılımda modeller bricks ve tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrildi.

Bricks ve tetrahedra katı modelleme sisteminde, modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanıldı. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutları göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçildi. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 1. Senaryolarda kullanılan düğüm ve eleman sayıları

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
<b>Senaryo 1</b>	347166	1413630
<b>Senaryo 2</b>	324828	1379718
<b>Senaryo 3</b>	327079	1396449
<b>Senaryo 4</b>	334798	1436126



Şekil 14. Ağ yapının oluşturulması

### 3.4. Materyal Özelliklerinin Tanıtılması

Algor yazılımı ile matematiksel modelleri oluşturan yapıların her birinin fiziksel özelliklerini tanımlayan elastiklik modülü ve Poisson oranı değerleri Tablo 2’de verilmiştir. Bu değerler; literatürde daha önce yapılmış benzer çalışmalar ışığında belirlenmiştir (Kumar ve diğerleri, 2016; Lee ve Baek, 2012; Naceur ve diğerleri, 2014; Razali ve diğerleri, 2018; Tanaka ve diğerleri, 2016).

Tablo 2. Materyallerin Poisson oranları ve elastiklik modülleri

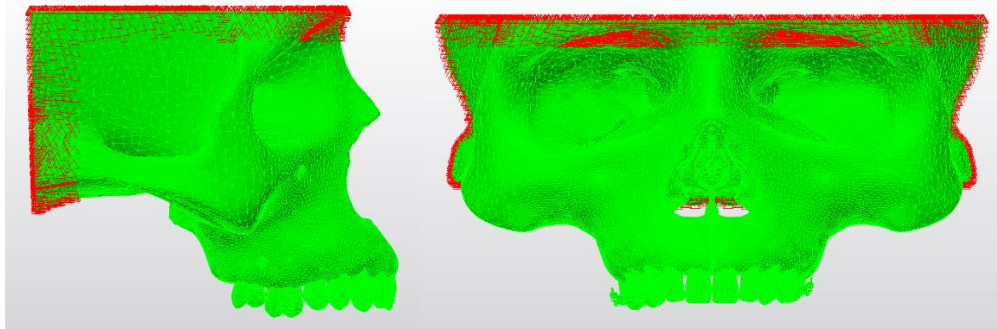
Materyaller	Young Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Çelik (Braket, bant, TPA)	200000	0,3
Sutur	0.68	0,47
Nikel-titanyum (Ark teli)	44000	0,33
Titanyum (Mini vida)	110000	0,35
Diş	20000	0,3
Kortikal kemik	13700	0,26
Spongioz kemik	1370	0,3
Periodontal Ligament	50	0,49

Araştırmamızda, kranial ve dental yapılardaki değişkenliklerin önüne geçmek için tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi.

### 3.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Modellerin elemanlara ayrılıp malzeme özelliklerinin tanıtılmasının ardından, oluşturulan düğüm noktalarında sınır koşulların tanımlanması (destek noktalar, kuvvet uygulama noktaları vb.) işlemine geçildi. Çalışmada kullanılan modellerin tümünde, kemik yapının üst ve arka hattında yer alan düğümlere sıfır serbestlik derecesi verilerek bu bölgedeki düğüm noktalarının hareket kabiliyetleri ortadan kaldırıldı. Model genelindeki diğer düğüm noktalarının hareketine ise, bir sınırlama getirilmedi. Bu düğüm noktaları, x, y ve z eksenlerinde translasyona izin veren, üç derecede serbestliğe sahiptir (Şekil 15).

Çalışmada kullanılan modellerin tümünde kemik ile mini vida ve sutur yüzeylerinin %100 temas halinde olduğu varsayılmıştır. Braketlerin diş ve ark teliyle, bantların tüp ve transpalatinal ark ile, dördüncü senaryodaki mini vidaların onları çevreleyen oval ara parça ile ilişkisi ise yapışık olarak tanımlanmıştır.

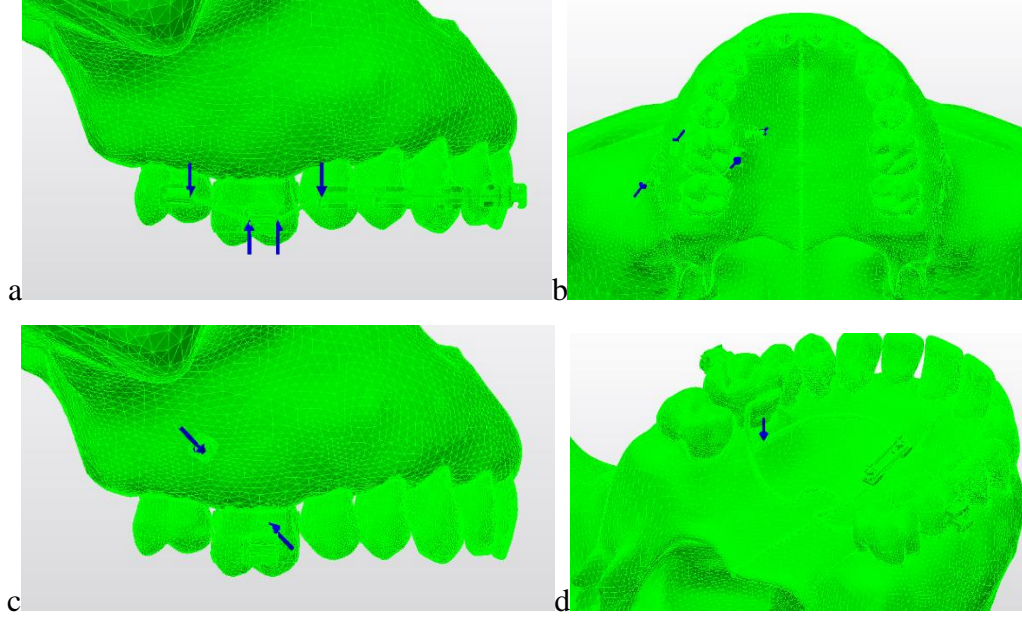


Şekil 15. Sınır koşullarının uygulanması

### 3.6. Analizlerin Yapılması ve Sonuçların Alınması

Tüm senaryolarda toplam uygulanan kuvvet 100 gram kuvvet olup, birinci senaryoda ark telinin uyguladığı kuvvet birinci molar ve bu dişe komşu dişler arasında dağılmaktadır. İkinci senaryoda ise her iki mini vidadan 50'şer gram kuvvet, üçüncü senaryoda sadece bukkal yönden 100 gram kuvvet, dördüncü senaryoda ise sadece palatinal yönden 100 gram

kuvvet uygulanmıştır (Kravitz ve diğeri, 2007a, 2007b). Uygulanan kuvvet vektörleri Şekil 16'da görülmektedir. Modellerin sonlu elemanlar analizi Algor (ALGOR, Inc. ABD) yazılımında yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar, yer değıştirme ve gerilme değerlerinin gösterildiği görüntüler olarak kaydedilmiştir.



Şekil 16. Uygulanan kuvvet vektörlerinin şematik görüntüleri (a: birinci model, b: ikinci model, c: üçüncü model, d: dördüncü model)

## 4. BULGULAR

Bu çalışmada, dişlerde oluşan gerilmeler von Mises gerilmeleri hesaplanarak, kemik dokusunda meydana gelen gerilmeler ise maksimum ve minimum asal gerilmeler hesaplanarak incelenmiştir. Ayrıca kuvvet uygulandığı andaki dişlerin üç boyutta anlık yer değiştirme miktarları hesaplanmıştır. Araştırmamızda x eksenini transversal (bukkopalatinal) düzlemi, y eksenini sagittal (anteroposterior) düzlemi, z eksenini vertikal düzlemi temsil etmektedir. Şekillerde sağ altta yer alan “x” ile gösterilen ok bukkal yönde, “y” ile gösterilen ok distal yönde, “z” ile gösterilen ok koronal yönde hareketi göstermektedir.

Analiz sonucunda oluşan von Mises gerilmeleri, maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ve üç boyuttaki yer değiştirme miktarları bir renk skalası ile görselleştirilmektedir.

Yer değiştirme bulguları milimetre ile ifade edilmekte olup, renk skalasında;

- Kırmızı alan; belirtilen ekseninde ok yönündeki maksimum yer değiştirmeyi,
- Mavi alan; belirtilen ekseninde ok yönüne ters olan maksimum yer değiştirmeyi,
- Yeşil-sarı alan; belirtilen ekseninde minimum ve orta miktarlardaki yer değiştirmeyi temsil etmektedir.

Her ne kadar yer değiştirme olarak tabir edilse de bu değerler, klinikte bir ay sonra görülen hareketten farklı olarak sadece kuvvet uygulandığı anda, periodontal ligamentin izin vermesiyle oluşan değişimlerdir.

Maksimum asal gerilmenin gösterildiği şekillerde çekme gerilmelerinin en yüksek olduğu alanlar kırmızı ile gösterilmektedir. Minimum asal gerilme değerlerinin gösterildiği şekillerde mavi renkli alanlar ise en yüksek basma gerilmelerinin olduğu alanlardır. Maksimum asal gerilme pozitif değerde iken, minimum asal gerilme negatif değerdedir. Asal gerilme sonuçları mutlak değerleri üzerinden değerlendirilmiştir. Gerilme değerleri N/mm<sup>2</sup> cinsinden hesaplanmıştır.

Tüm modellerde dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeleri 0-0,01 N/mm<sup>2</sup> aralığındaki skalada renklendirilmiş olup, şekillerin sol üst kısmındaki cetvellerde hangi rengin hangi şiddetteki kuvvet aralığına ait olduğu belirtilmiştir. Bu şekillerde aynı zamanda dişlerin tüberkül tepelerinde ve apekslerindeki von Mises gerilme değerleri gösterilmiştir.

Kortikal kemikteki minimum ve maksimum asal gerilmelerin görselleri 0-0,005 N/mm<sup>2</sup> aralığındaki skaladayken, spongiöz kemikteki minimum ve maksimum asal gerilmeler daha küçük değerlere sahip olduğundan görsellerin daha kolay anlaşılabilmesi için 0-0,001 N/mm<sup>2</sup> aralığındaki skalaya sahiptir.

#### **4.1. Birinci Modele Ait Bulgular**

Tüm maksiller dişlere sabit ortodontik aparey ve 0,016 inç yuvarlak kesitli nikel-titanyum tel uygulanmış ilk modelimizde elde edilen bulgular başlıklar halinde verilmiştir.

##### **4.1.1. Yer Değiştirme Bulguları**

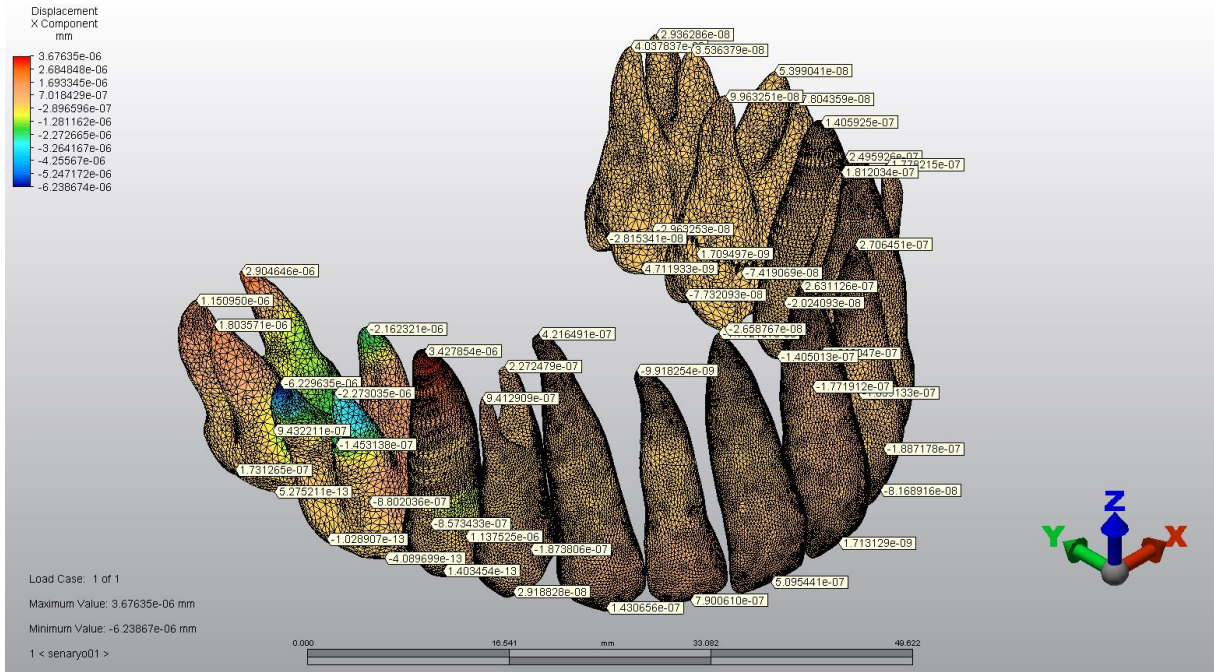
Birinci modele ait yer değiştirme bulguları hem üç ayrı düzlemde hem de bu düzlemlerin bileşkesi şeklinde incelenmiştir.

###### **4.1.1.1. Transversal Düzlemdeki (X Eksen) Yer Değiştirmeler**

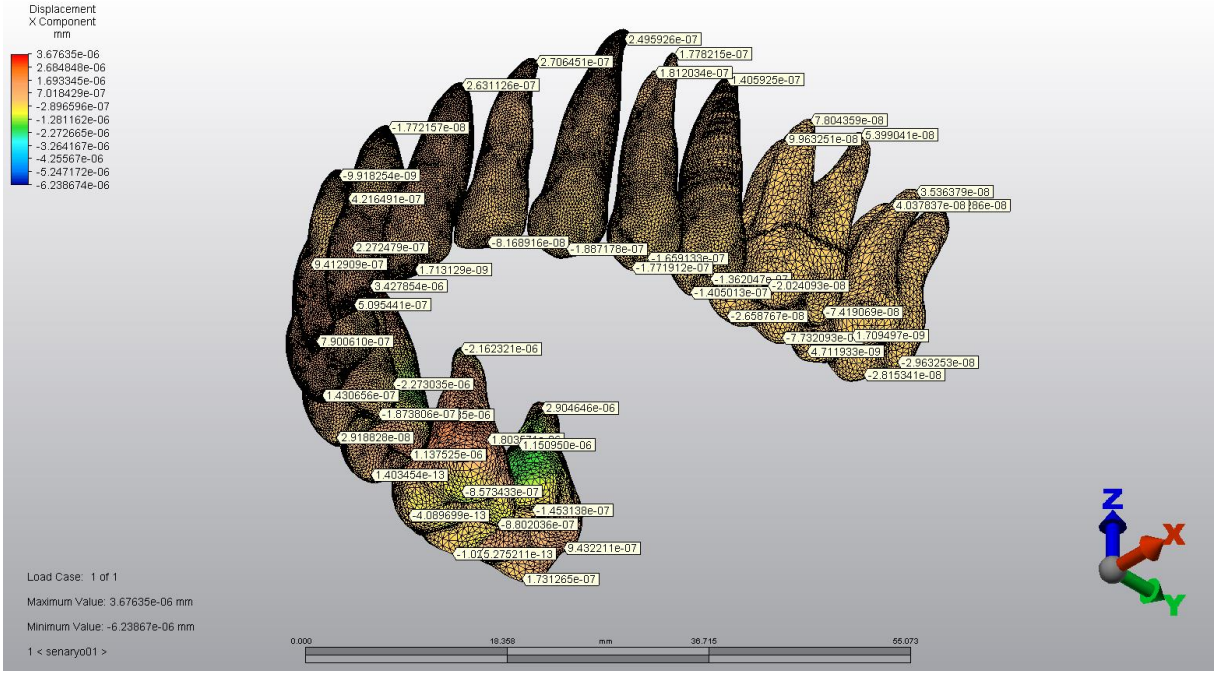
Transversal düzlemde en büyük yer değiştirme, sağ birinci molar dişin distobukkal kök ucunda bukkal yönde saptanmış olup değeri -6,2 nm'dir ( $-6,2 \times 10^{-6}$  mm) (Şekil 17a). Aynı dişin meziobukkal kök ucunda da aynı yönde ancak daha az miktarda yer değiştirme görülmektedir (-2,2 nm). Bu yer değiştirmeler servikal üçlüye doğru azalmaktadır. Modelde



palatinal yönde en fazla yer değiştirme sağ ikinci premolar dişin kök ucunda gözlenmektedir (3,6 nm). Aynı dişin kuronunun palatinal yüzeyinde minimal bir bukkale hareket varlığı uygulanan kuvvetin bu dişte transversal düzlemde bir devrilmeye sebep olduğunu göstermektedir. Son olarak sağ ikinci molar dişin kuronunun meziopalatinal yüzeyi boyunca trifurkasyon hizasına kadar minimal miktarda bukkal yönde hareket görölmektedir (şekil 17b).



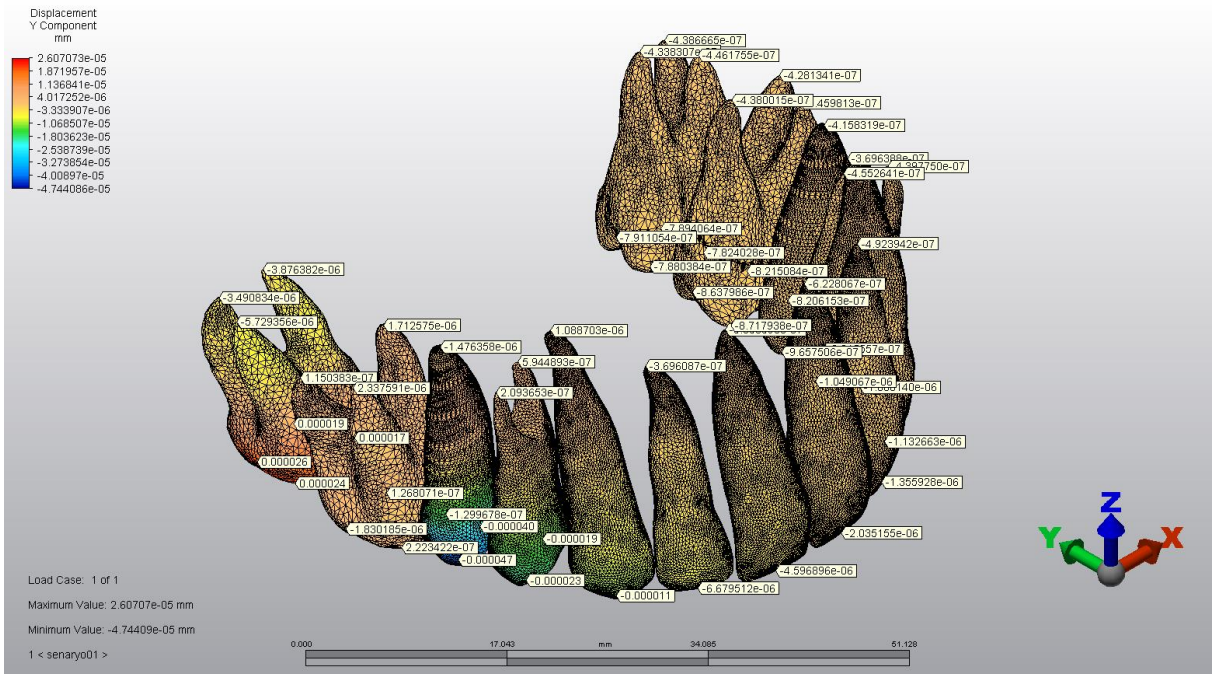
şekil 17a. Birinci modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm)



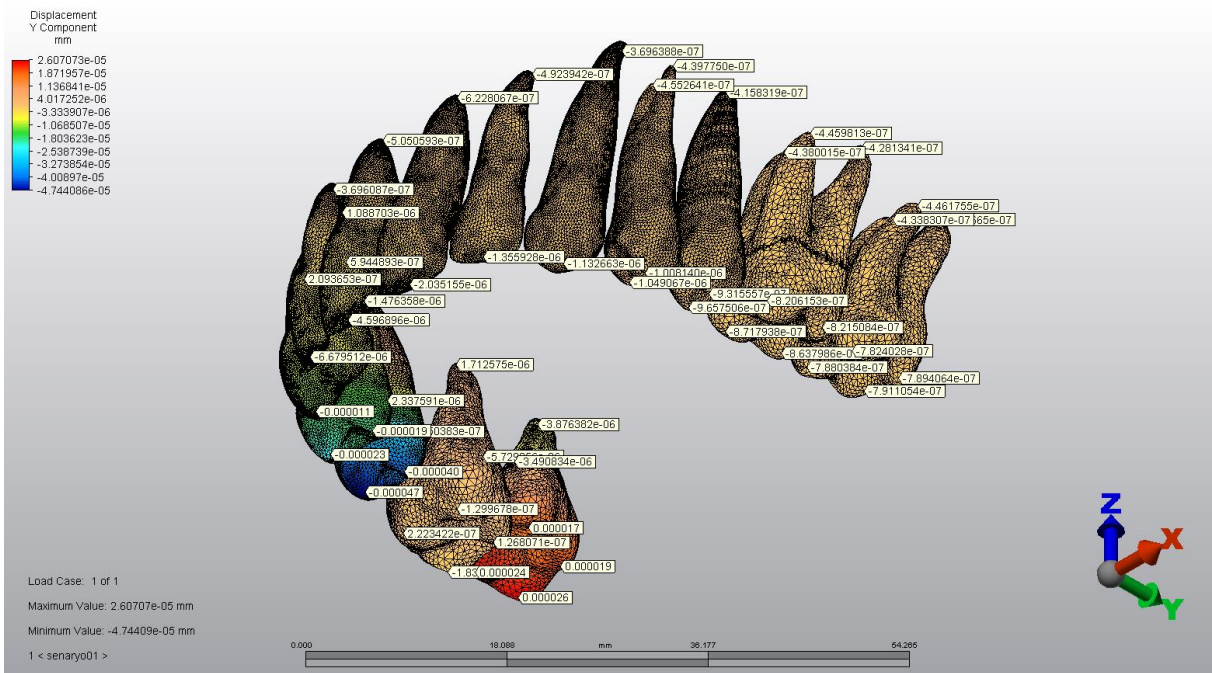
Şekil 17b. Birinci modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)

#### 4.1.1.2. Sagittal Düzlemdeki (Y Eksen) Yer Değişimleri

Bu düzlemde görülen en büyük yer değiştirme sağ ikinci premolar dişin oklüzal yüzeyinde özellikle bukkal tüberkül ucunda mezial yönde meydana gelmiştir ve değeri -47 nm'dir (Şekil 18b). Bu durum dişin servikal hizasına doğru azalarak sıfırlanmaktadır. Benzer bir hareket sağ birinci premolar dişin kuronunda daha az şiddette meydana gelmiştir (-23 nm). Farklı olarak birinci premolar dişteki yer değiştirme, oklüzal düzlemde servikal hatta ek olarak distalden meziale doğru da azalma göstermektedir. Sağ kanin diş kuronunun insizal ve orta üçlüsünde de minimal meziale yer değiştirme bulunmaktadır. Sagittal düzlemde distal yönde görülen en büyük yer değiştirme sağ ikinci molar dişin bukkal tüberküllerinde görülmüştür (26 nm). Bu hareket dişin oklüzal yüzeyinde bukkalden palatinala doğru ve de diş boyunca oklüzalden apikale doğru azalmakta ama tüm dişte devam etmektedir. Sağ birinci molar diş de kitlesel bir şekilde minimal şiddette distale yer değiştirme göstermiştir. Sonuç olarak sağ ikinci molar diş kuronunda distal yönde, ikinci ve birinci premolar dişlerin kuronlarında mezial yönde devrilme meydana gelmiştir (Şekil 18a).



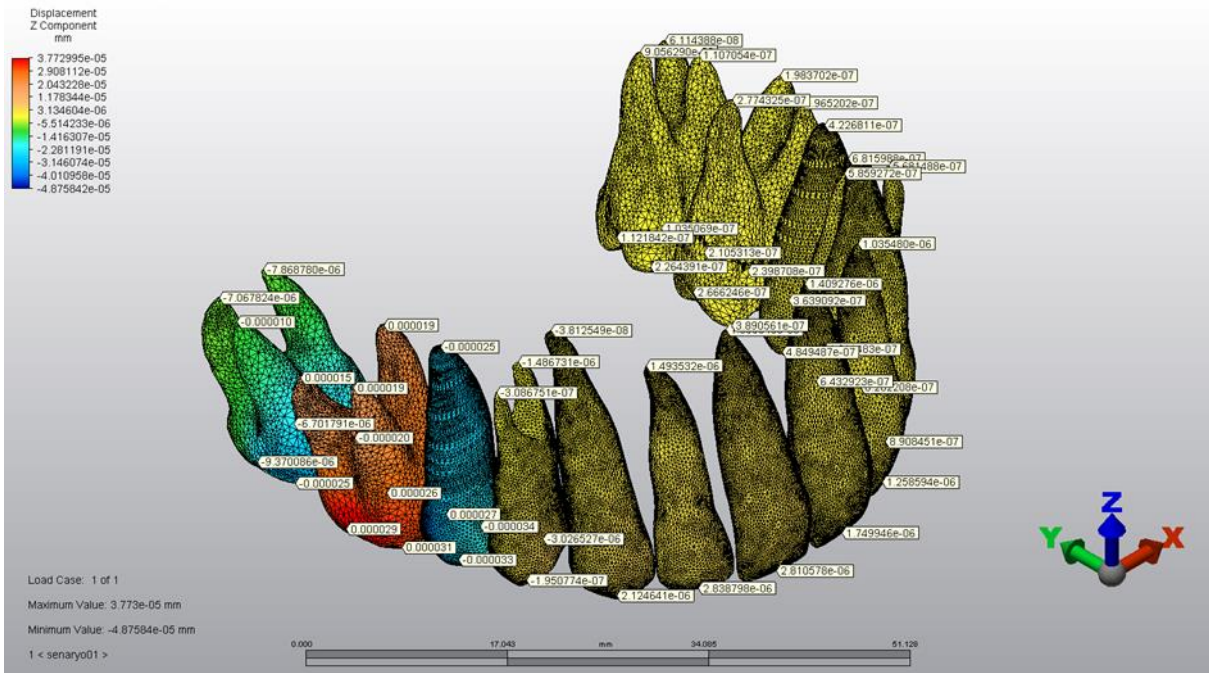
Şekil 18a. Birinci modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm)



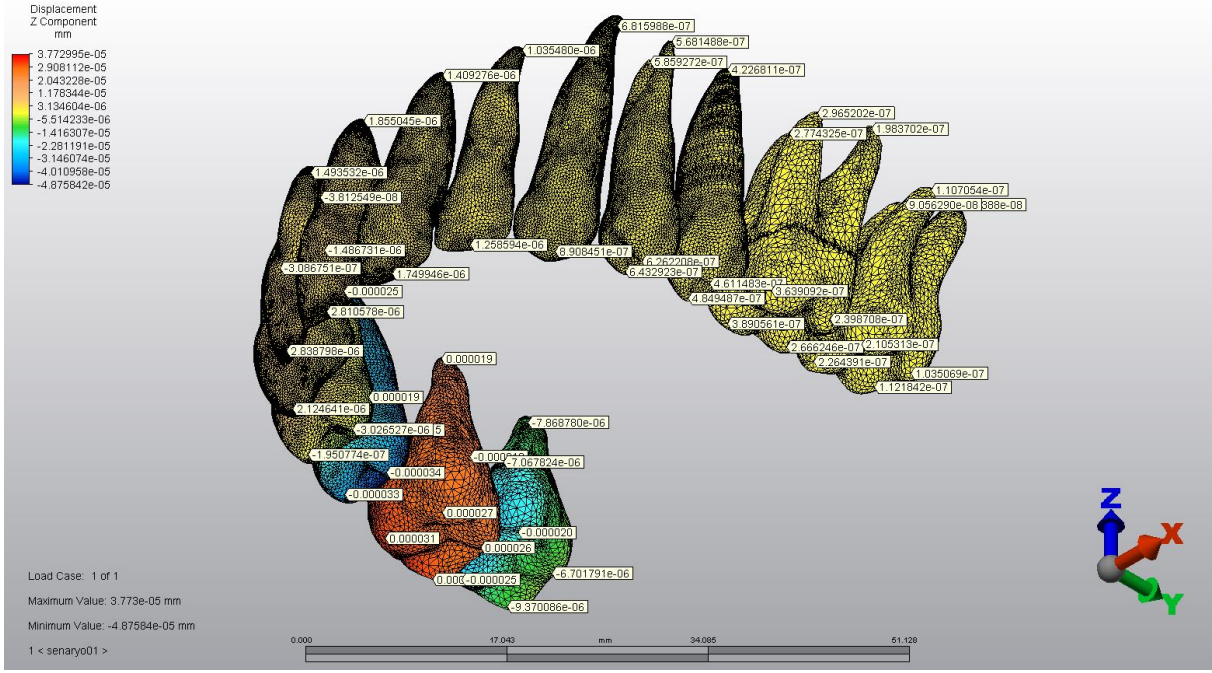
Şekil 18b. Birinci modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)

#### 4.1.1.3. Vertikal Düzlemdeki (Z Eksen) Yer Değişiklikleri

Bu düzlemdeki en şiddetli yer değişikliği, sağ ikinci premolar diş kuronunun distal yarısında oklüzal yönde görülmüş olup -48 nm'dir (Şekil 19a ve Şekil 19b). Bu ekstrüzyon hareketi azalarak diş boyunca devam etmektedir. Sağ ikinci molar diş boyunca da aynı yöndeki yer değişikliği bu sefer diş kuronunun mezial yarısında daha belirgin olmak üzere distale ve apikale doğru azalacak şekilde gözlenmektedir. Vertikal düzlemdeki intrüzyon yönlü en büyük yer değişikliği ise sağ birinci molar dişin bukkal tüberküllerinde gerçekleşmiştir (37 nm). Bu durum dişin palatinal yarısı ve apikalinde azalmakla birlikte diş boyunca devam etmektedir.



Şekil 19a. Birinci modelde vertikal düzlemdeki yer değişiklikleri (apikal görünüm)

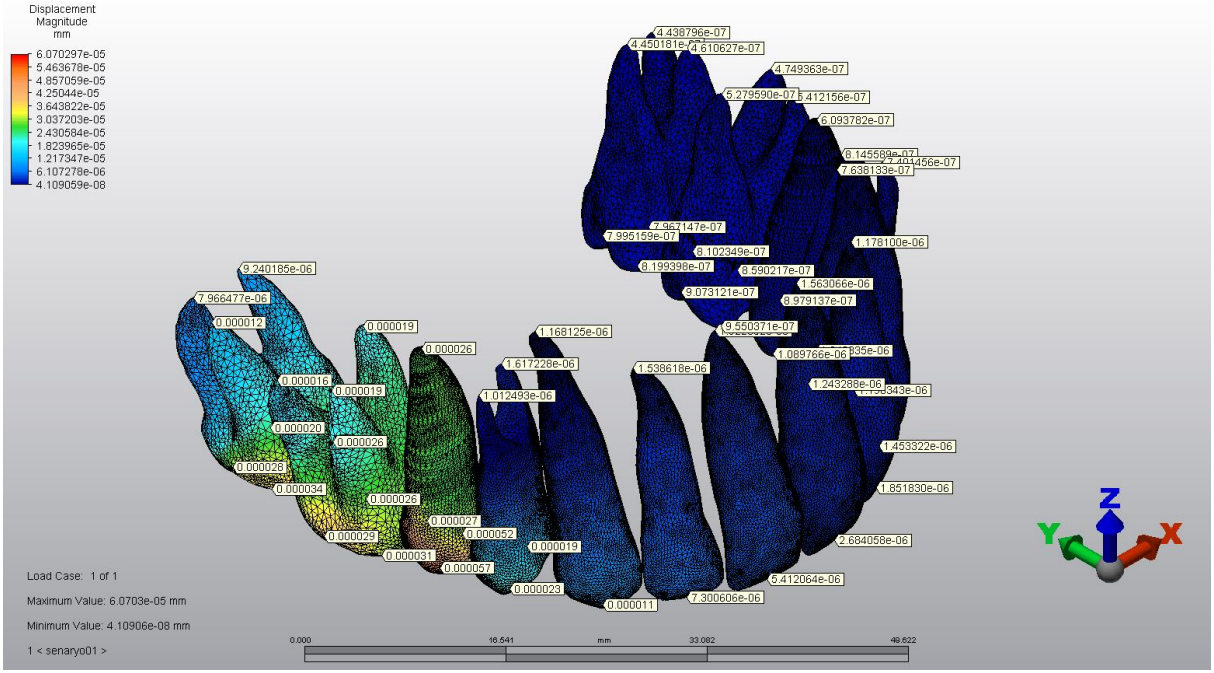


Şekil 19b. Birinci modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)

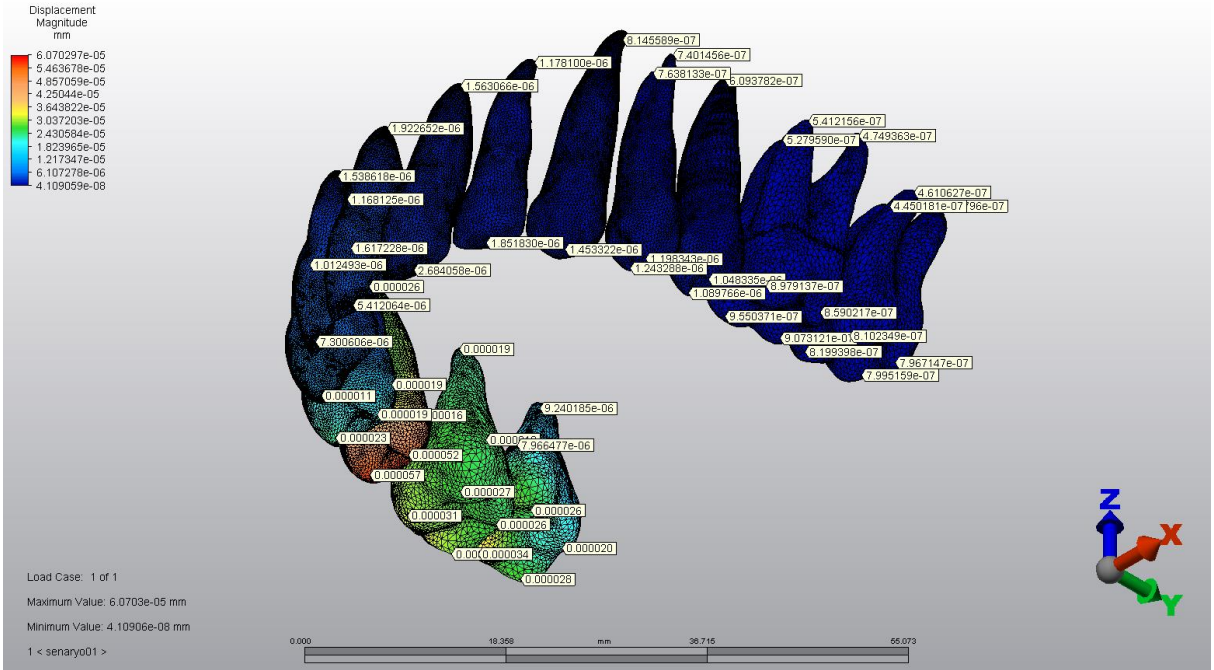
#### 4.1.1.4. Toplam Yer Değişirme Bulguları

Birinci modelde dişlerde meydana gelmiş üç düzlemdeki yer değiştirmelerin bileşke değerleri Şekil 20a ve 20b’de görülmektedir. Bu görsellerdeki değerler, elemanların sadece toplam yer değiştirme miktarlarıyla ilgili bilgi vermekte, yönüyle ilgili bir bilgi vermemektedir.

Sonuçlar en fazla yer değiştirmenin sağ ikinci premolar dişin distobukkalk köşesinde olduğunu göstermektedir (57 nm). Sağ birinci premoların krununda çok az miktarda bir yer değiştirme olup kanin dişlerden itibaren hareket minimum değerlerdedir. Yer değiştirme miktarı; sağ üst posterior segmentte ikinci premolar dişten itibaren anteriordan posteriora, bukkalden palatinal ve oklüzalden apikale gidildikçe azalmaktadır. Sağ üst ikinci molar diş krununun meziobukkalk tüberkülü ile distopalatinal tüberkülü arasında belirgin bir yer değiştirme farkı gözlenmektedir (sırasıyla 34 nm ve 20 nm). Sağ üst ikinci premolar dişin krunuyla kökü arasındaki yer değiştirme farkı da bu dişte devrilme olduğunu göstermektedir.



Şekil 20a. Birinci modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (apikal görünüm)

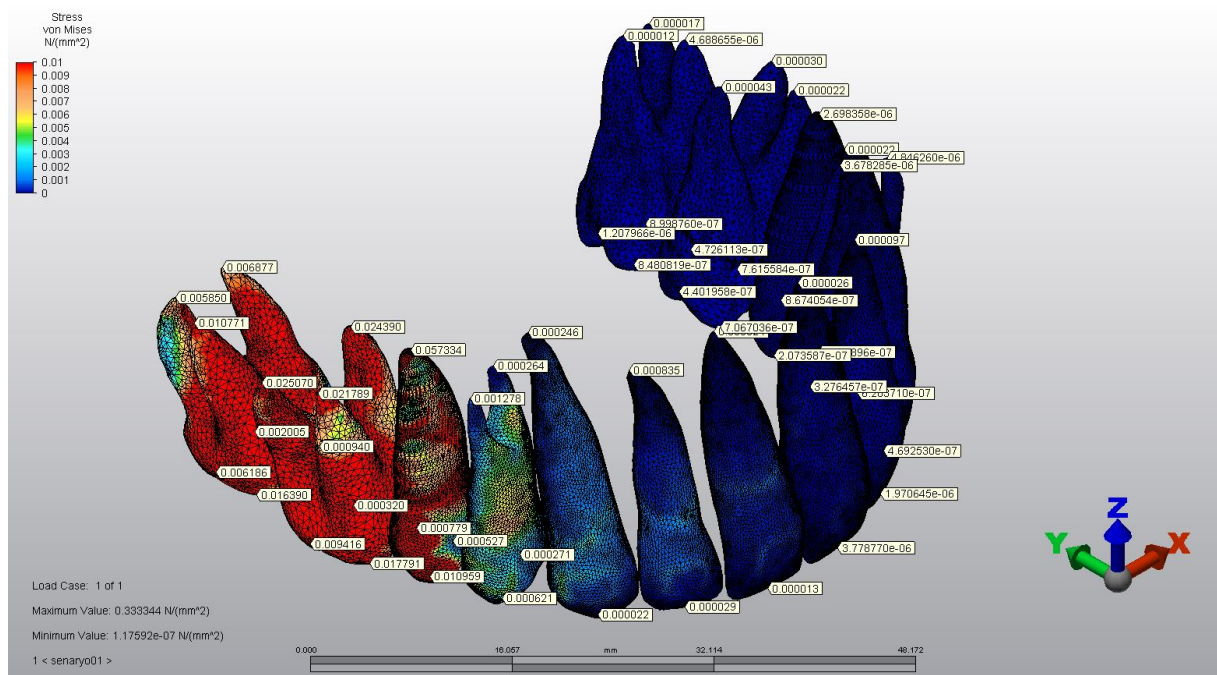


Şekil 20b. Birinci modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (oklüzal görünüm)

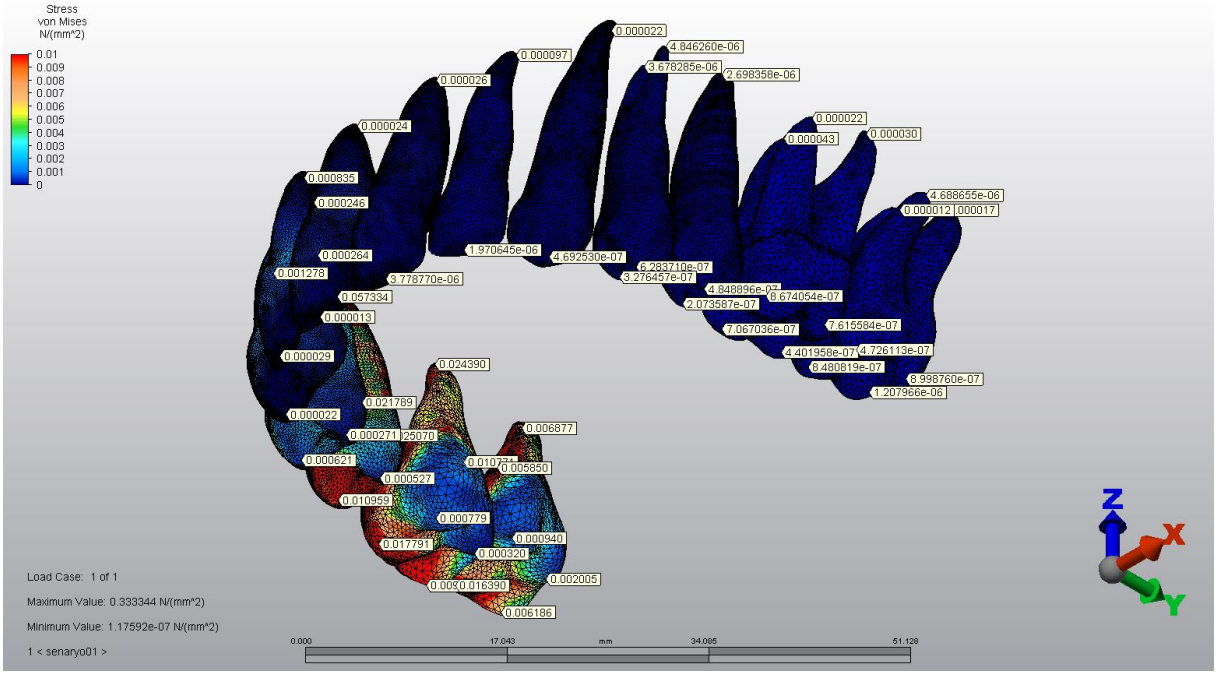
Diğer tüm eksenler ve bileşkelerindeki sonuçlar bir araya getirildiğinde sağ birinci molar dişte bir miktar intrüzyon, ona komşu ikinci premolar ve ikinci molar dişlerde ekstrüzyon, ikinci molar dişte distale doğru devrilme ve minimal distobukkal rotasyon, ikinci premolar dişte ise meziale doğru devrilme ve meziobukkal rotasyon görülmektedir.

#### 4.1.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

Tüm modeller arasında en yüksek von Mises gerilmesi birinci modelde ve  $0,33 \text{ N/mm}^2$  olarak tespit edilmiştir. Bu değer, sağ ikinci premolar diş kuronunun bukkal yüzeyinin orta üçlüsünün distal yarısında; braketin distal hizasında ölçülmüştür. Bu diş ile beraber aynı taraftaki birinci ve ikinci molar dişlerde, özellikle bukkal yarılarında hem kuronlarını hem de köklerini kapsayan yaygın von Mises gerilmeleri görülmektedir (Şekil 21a). Bu durum üç dişte de palatinal tüberküllerde minimum değerlere yaklaşmaktadır. Sağ birinci premolar dişin kökünün servikal ve orta üçlüsü boyunca orta değerlerde von Mises gerilmesine rastlanmaktadır. Sağ kanin ve lateral dişler de servikal seviyelerinde minimum miktarda etkilenmiş olup, arkın geri kalanında değerler  $0 \text{ N/mm}^2$ 'dir (Şekil 21b).



Şekil 21a. Birinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (apikal görünüm)



Şekil 21b. Birinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (oklüzal görünüm)

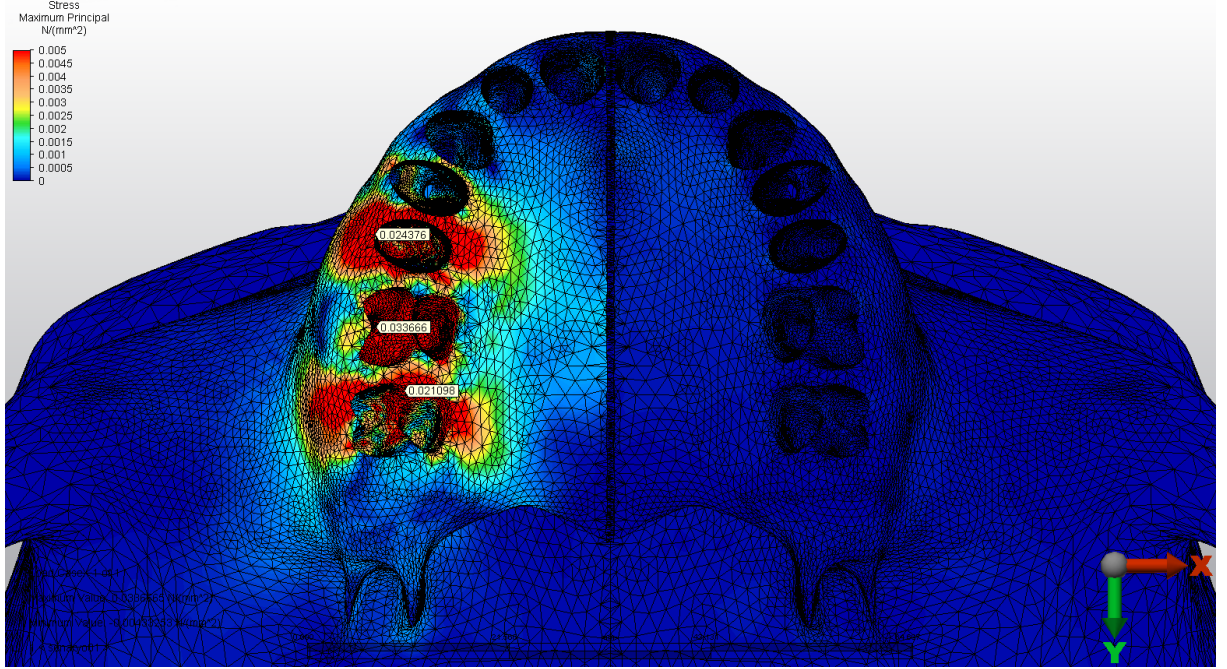
#### 4.1.3. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

Birinci modelde kortikal kemikte meydana gelen çekme gerilmeleri (maksimum asal gerilmeler) Şekil 22a, Şekil 22b ve Şekil 22c'de; basma gerilmeleri (minimum asal gerilmeler) ise Şekil 23a, Şekil 23b ve Şekil 23c'de görülmektedir. En yüksek çekme gerilme değeri  $0,033 \text{ N/mm}^2$ , en yüksek basma gerilme değeri ise  $0,036 \text{ N/mm}^2$ 'dir.

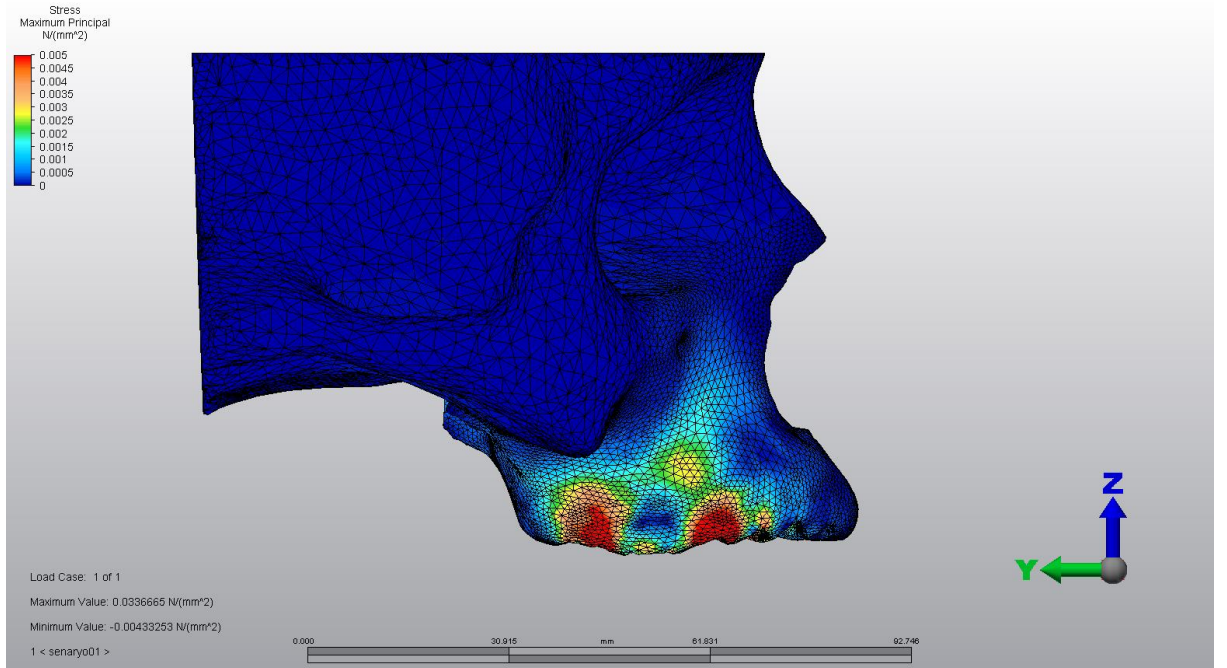
Çekme gerilmesinin en yüksek değerlere ulaştığı bölge sağ ikinci premolar dişin socketinin distal duvarıdır. Tüm socket ve komşu alveolar kemik boyunca yüksek gerilmeler devam etmekte özellikle bukkal kortikal kemiğe yayılmaktadır. Sağ ikinci molar diş socketinin mezial duvarı, çevre alveolar kemiğin özellikle bukkal, daha kısıtlı olarak da palatinal kompaktası daha az miktarda ancak yine yüksek değerlerde çekme gerilmesine maruz kalmaktadır. Sağ birinci molar diş socketi de daha da az şiddette olmasına rağmen homojen bir paternde yine yüksek maksimum asal gerilmelere uğramıştır. Bu diş çevresindeki alveolar kortikal kemikte de orta ve düşük seviyelerde çekme gerilmeleri izlenmektedir. Bu gerilmeler maksillada; palatinalde intermaksiller sutura, bukkalde ise posteriorda zigomatik prosese,



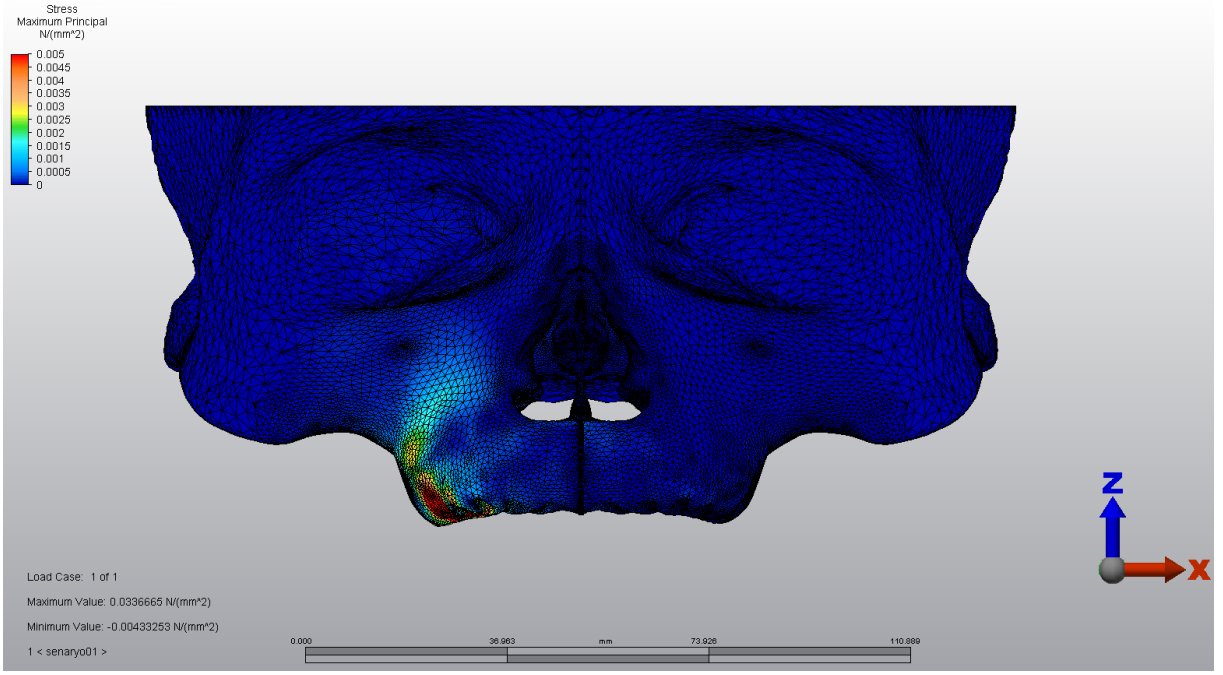
anteriorda da apertura piriformise kadar etkisini devam ettirmiştir. İkinci premolar kökünün distal sınırındaki orta şiddetli gerilmeler de dikkat çekmektedir (Şekil 22b).



Şekil 22a. Birinci modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm)

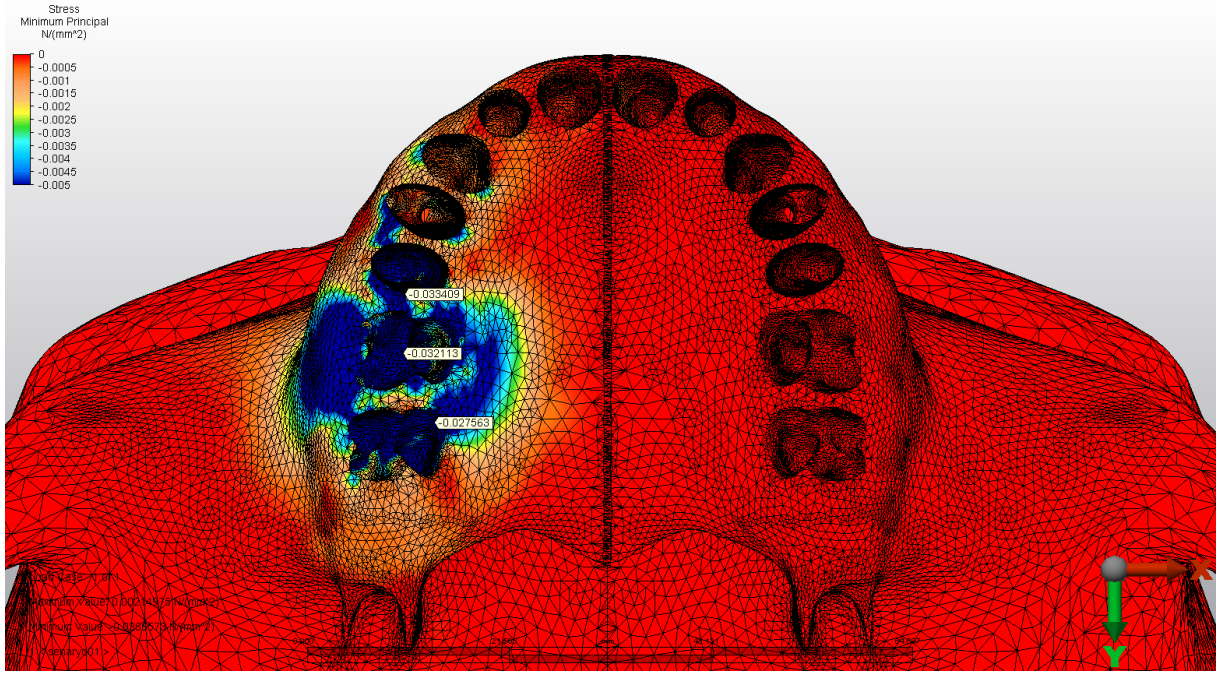


Şekil 22b. Birinci modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (sagittal görünüm)

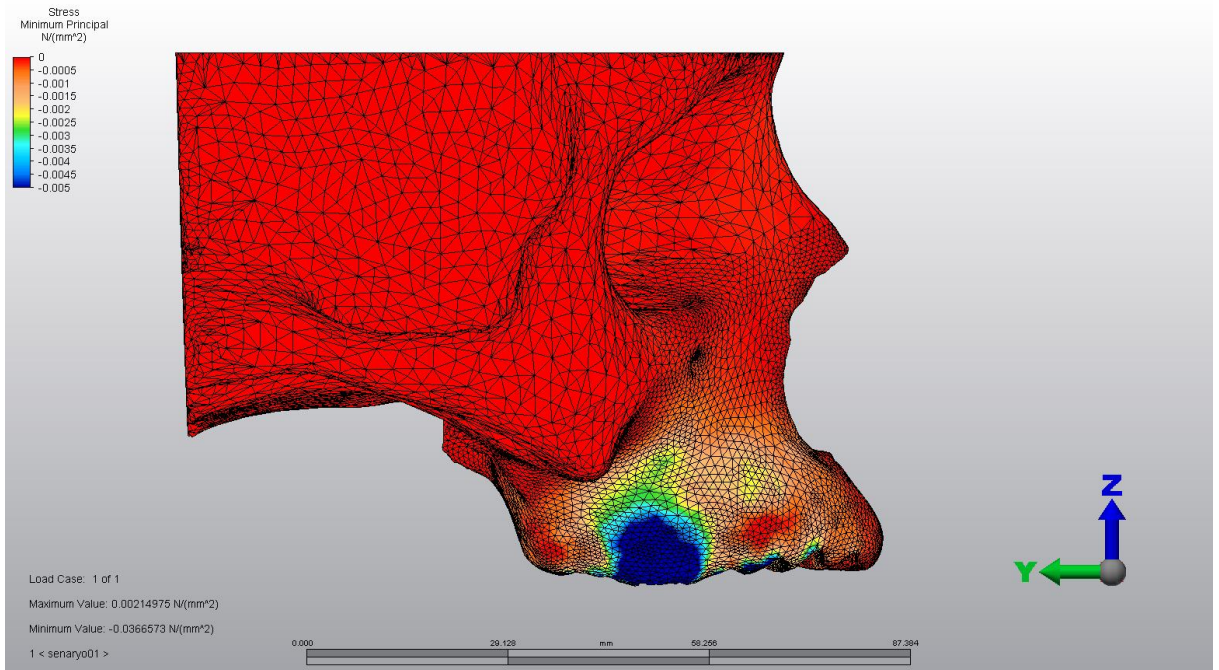


Şekil 22c. Birinci modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (frontal görünüm)

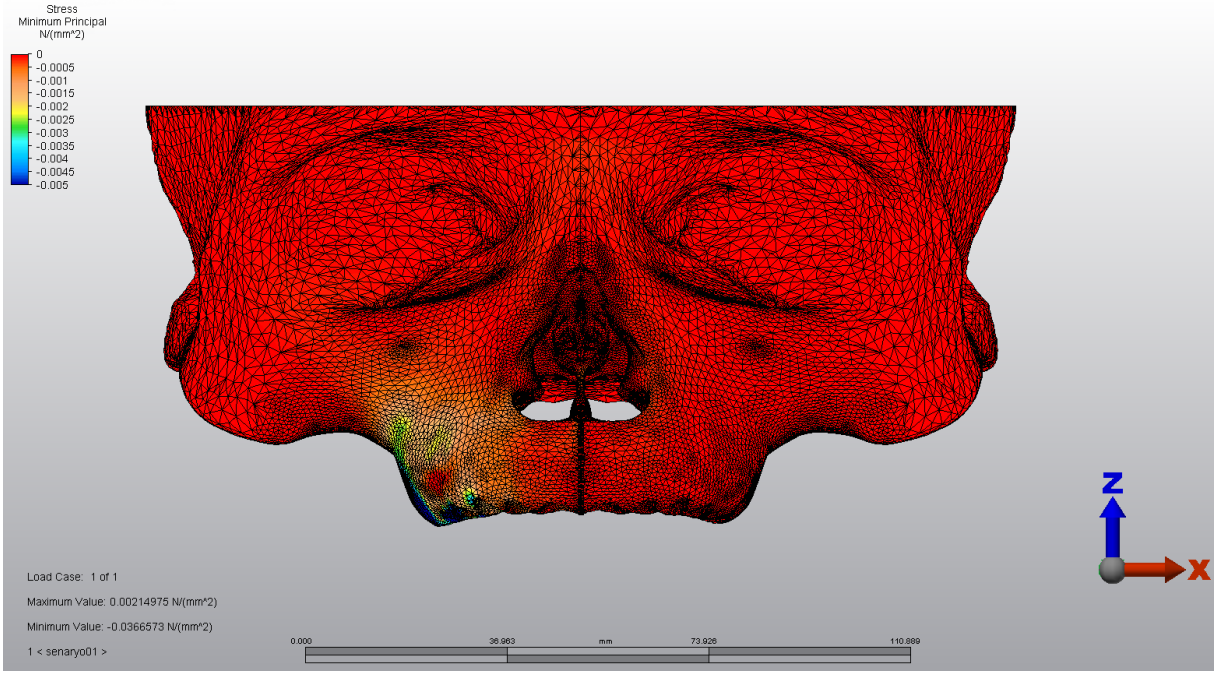
Basma gerilmeleri ise daha çok sağ birinci molar diş soketi ile ağırlıklı olarak bukkal ve palatinal alveolar kemik üzerinde yoğunlaşmıştır (Şekil 23a ve Şekil 23b). En yüksek basma gerilmesi değeri sağ birinci molar dişin bukkal köklerinin arasındaki interradiküler septada ölçülmüştür. Birinci molar diş etrafındaki alveolar kemikte bukkal kısım palatinal kısımdan daha fazla etkilenmiştir. Komşu ikinci premolar diş soketinin tamamı ile ikinci molar diş soketinin özellikle mezial kısmı yüksek basma gerilmelerine maruz kalmaktadır. İkinci premolar dişin apikal hizasında küçük bir bölgede orta şiddette basma gerilmeleri gözlenmektedir. Gerilmeler bukkalde infrazigomatik krete kadar ulaşmış ve azalarak sıfırlanmıştır. Ön bölgede lateral diş hizasına kadar apertura piriformisin sağ alt köşesini içine alacak şekilde minimal seviyede devam etmiştir (Şekil 23c). Palatinalde ise sutura palatina mediaya yaklaşmakta ve yine azalarak sıfırlanmaktadır.



Şekil 23a. Birinci modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm)



Şekil 23b. Birinci modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (sagittal görünüm)



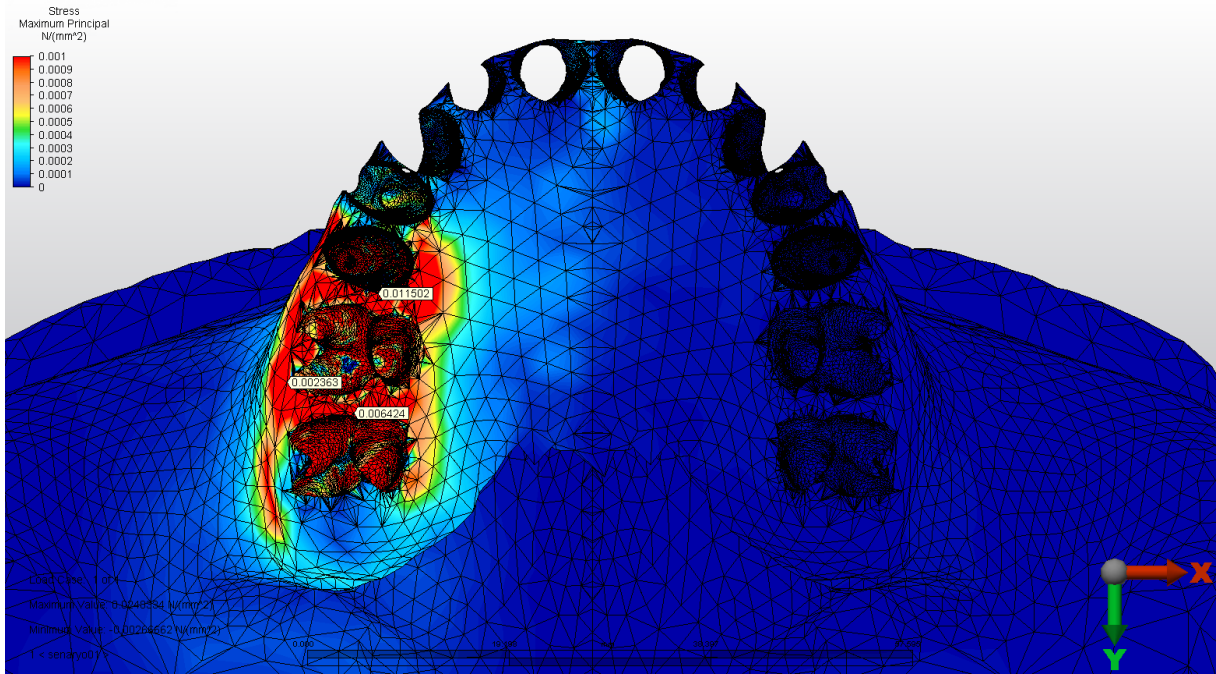
Şekil 23c. Birinci modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (frontal görünüm)

#### 4.1.4. Spongioz Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

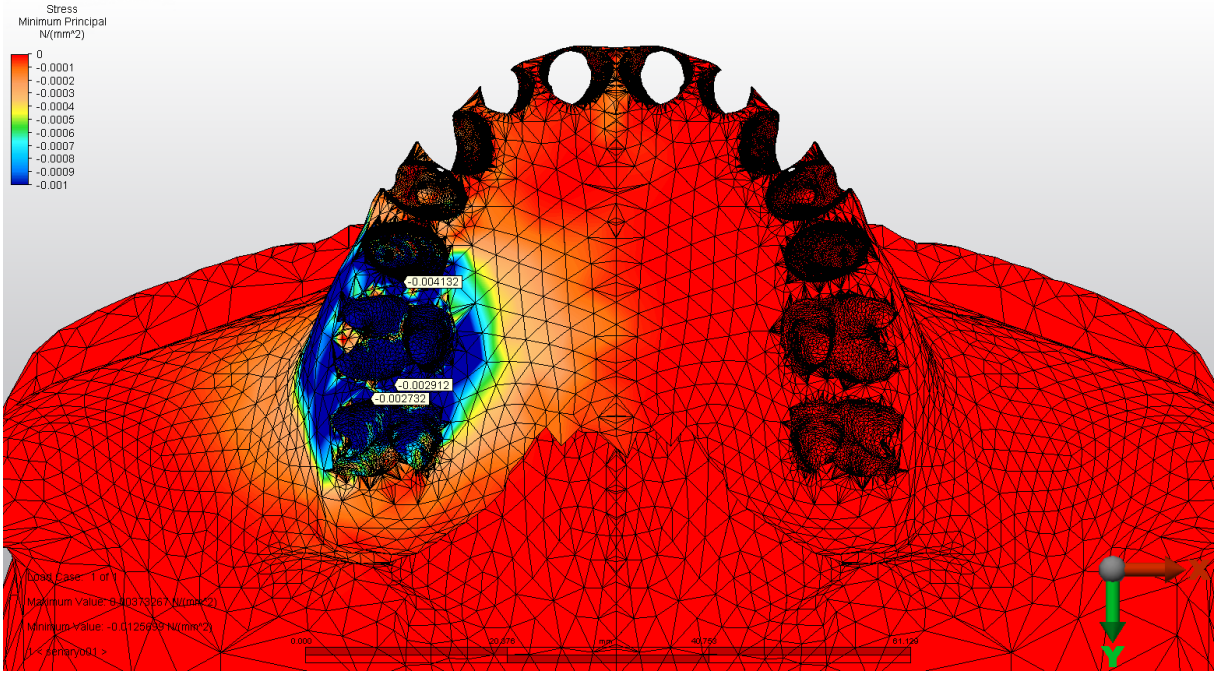
Birinci senaryoda spongioz kemikte ölçülen maksimum asal gerilme (çekme gerilmesi) miktarı  $0,024 \text{ N/mm}^2$ ; minimum asal gerilme (basma gerilmesi) miktarı ise  $0,012 \text{ N/mm}^2$ 'dir.

Şekil 24'te görülmekte olan çekme gerilmeleri en yüksek değerine sağ ikinci premolar diş socketinin distal duvarında ulaşmıştır. Genel olarak sağ ikinci premolar, sağ birinci ve ikinci molar dişlerin socketlerinde ve bu dişlerin bulunduğu alveolar kemikte yüksek çekme gerilmeleri gözlenmektedir. Bukkal bölge kortikal kemikte de olduğu gibi palatinal bölgeden daha fazla etkilenmiştir. Sağ maksillanın hiçbir gerilme gözlenemeyen keser dişler etrafındaki alveolar çıkıntısı ve yüksek gerilmeye uğramış posterior alveolar bölgesi hariç geriye kalan neredeyse tüm bölgelerinde; yani tüber bölgesi, palatinal ve zigomatik çıkıntılarında da minimal seviyelerde çekme gerilmeleri devam etmektedir.

Birinci senaryoya ait spongiöz kemikteki basma gerilmeleri ise Şekil 25'te görülmektedir. En yüksek basma gerilmesi değeri distobukkal kökün mezial ve palatinal duvar birleşiminde ölçülmüştür. Sağ ikinci premolar diş socketinin distal duvarı, sağ birinci molar dişin socketinin trifurkasyon bölgesi hariç tamamı, ikinci molar diş socketinin mezial yarısı, bu dişler etrafındaki alveolar kemiğin bukkali ve sağ birinci molar dişin palatinalindeki alveolar bölgede de yüksek basma gerilmeleri izlenmektedir. Minimal basma gerilmesi değerleri yine sağ maksillanın alveolar çıkıntısının anterior kısmı hariç tüm yapı boyunca devam etmiştir.



Şekil 24. Birinci modelde spongiöz kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler



Şekil 25. Birinci modelde spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilmeler

## 4.2. İkinci Modele Ait Bulgular

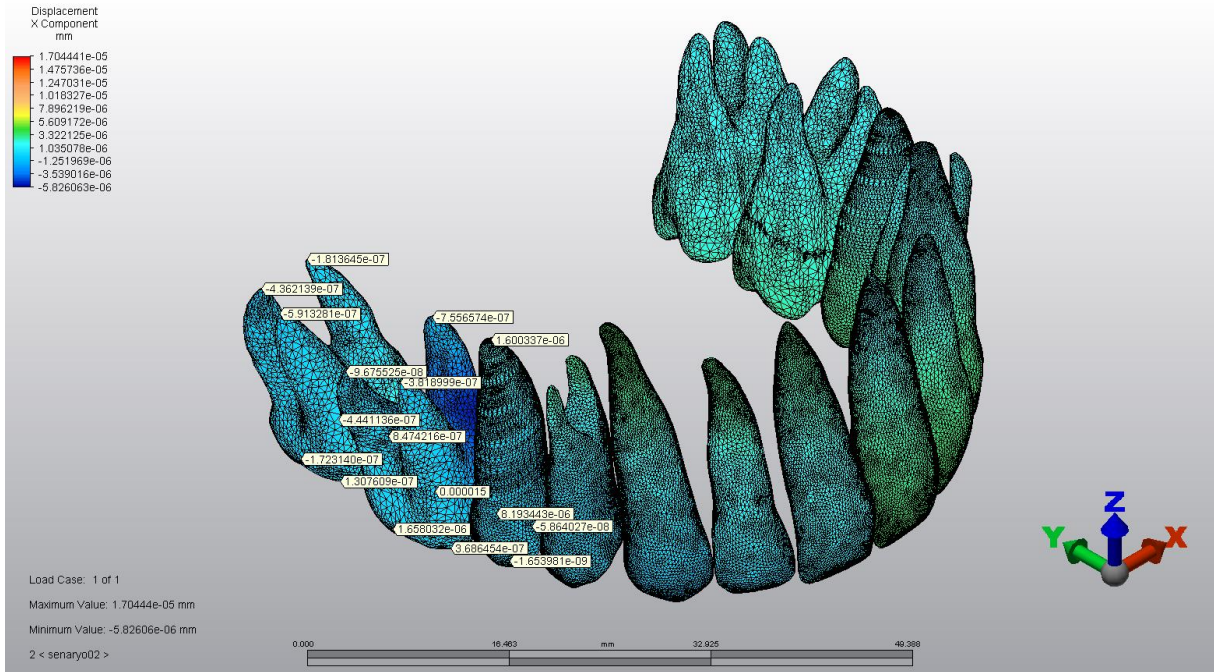
Bu senaryoda, bukkalde sağ maksiller birinci ile ikinci molar dişler arası interproksimal alveolar bölgeye ve palatinalde sağ maksiller birinci molar ile ikinci premolar dişler arası interproksimal alveolar bölgeye yerleştirilmiş iki mini vidadan sağ maksiller birinci molar dişe bukkal ve palatinalden 50'şer gram kuvvet olacak şekilde toplam 100 gram kuvvet uygulanmaktadır.

### 4.2.1. Yer Değiştirme Bulguları

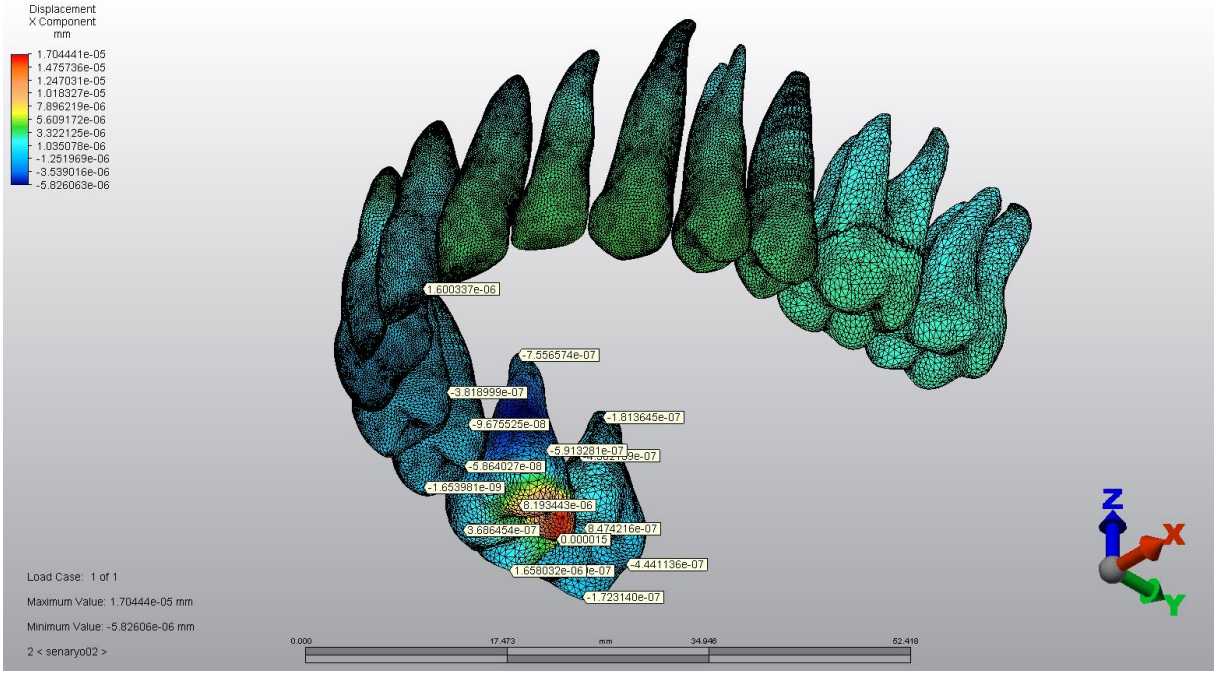
İkinci modele ait yer değiştirme bulguları üç ayrı eksen ve bunların bileşkesi olmak üzere dört başlık altında incelenecektir.

#### 4.2.1.1. Transversal Düzlemdeki (X Eksenini) Yer Değişiklikleri

İkinci modelde transversal düzlemde en büyük yer değişikliği, sağ birinci maksiller molar dişin distopalatinal tüberkülünde palatinal yönde ve 17 nm büyüklüğünde gerçekleşmiştir. Aynı dişin palatinal kökünün servikal ve orta üçlüsünde ise bukkal yönde en fazla yer değişikliği görülmektedir (-5,8 nm). Maksiller birinci molar dişin geri kalan bölgelerinde ve ikinci molar dişte homojen şekilde minimum miktarda bukkale hareket tespit edilmiştir (Şekil 26a ve 26b).



Şekil 26a. İkinci modelde transversal düzlemdeki yer değişiklikleri (apikal görünüm)

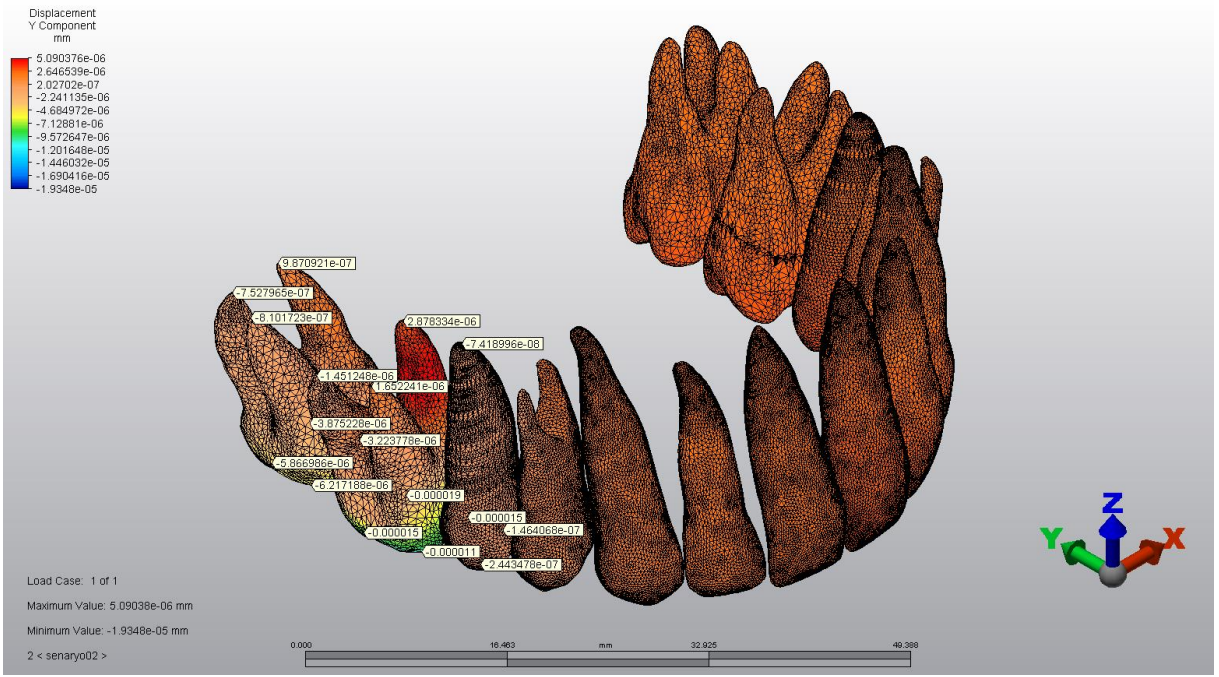


Şekil 26b. İkinci modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)

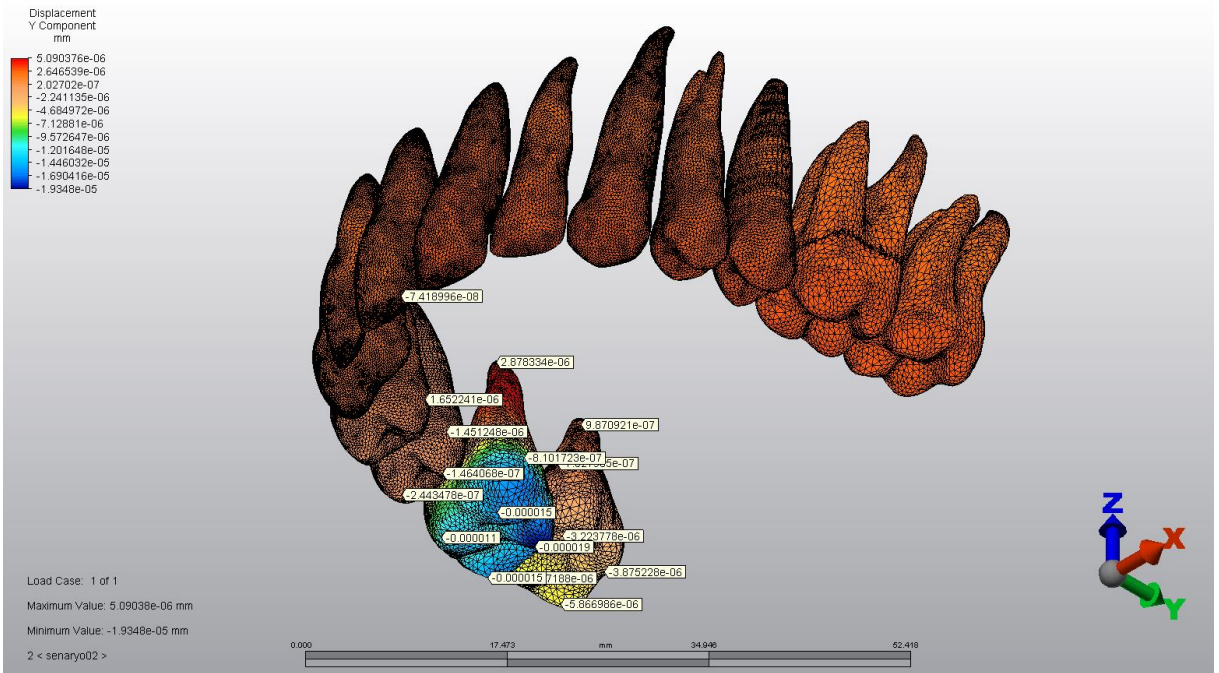
#### 4.2.1.2. Sagittal Düzlemdeki (Y Eksen) Yer Değişimleri

Bu düzlemde en belirgin yer değiştirme sağ birinci moların distopalatinal tüberkülünde mezial yönde olmuştur (-19 nm). Bu yer değiştirme oklüzal yüzeyde bukkale ve meziale doğru azalarak devam etmektedir. Aynı dişin palatinal kökünde ise en şiddetli distale yer değiştirme meydana gelmiştir (5 nm). Kök ucunda en şiddetli olan distal yöndeki yer değiştirme servikal bölgeye doğru azalarak yön değiştirip palatinal tüberküllerde en şiddetli mezial yer değiştirmeye dönüşmektedir. Birinci molarlardaki yer değiştirmelere ek olarak tek hareket sağ ikinci molar dişin bukkal tüberküllerinde mezial yönde minimal şiddette görülmektedir (Şekil 27a ve 27b).





Şekil 27a. İkinci modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm)

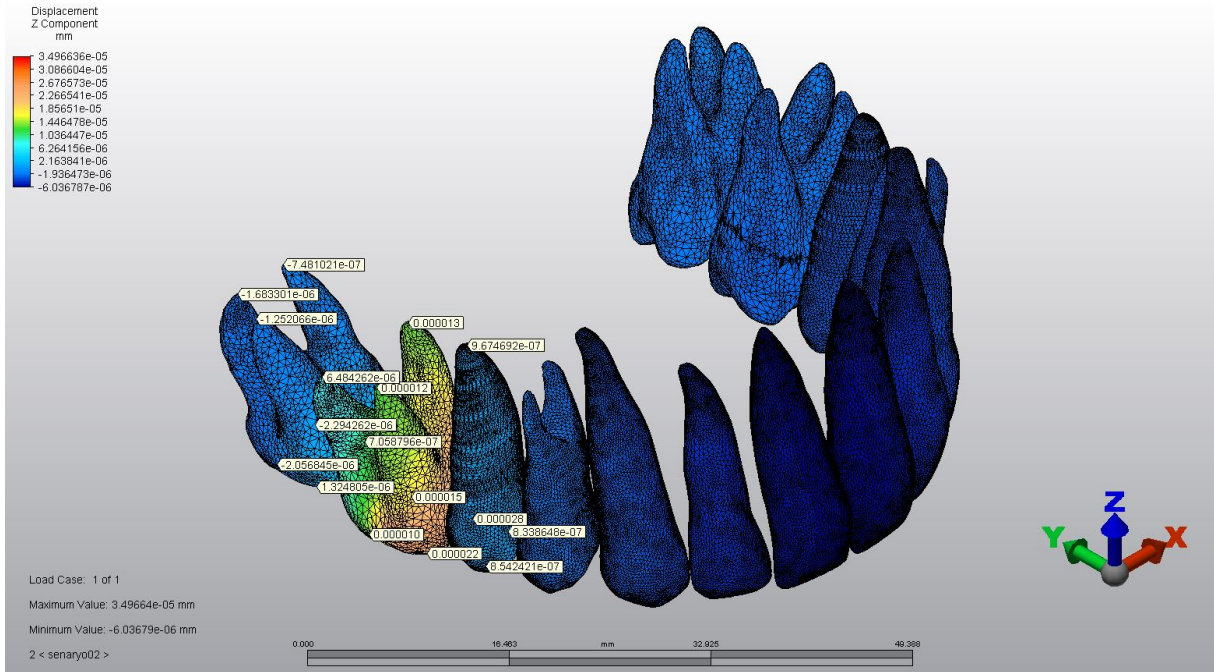


Şekil 27b. İkinci modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)

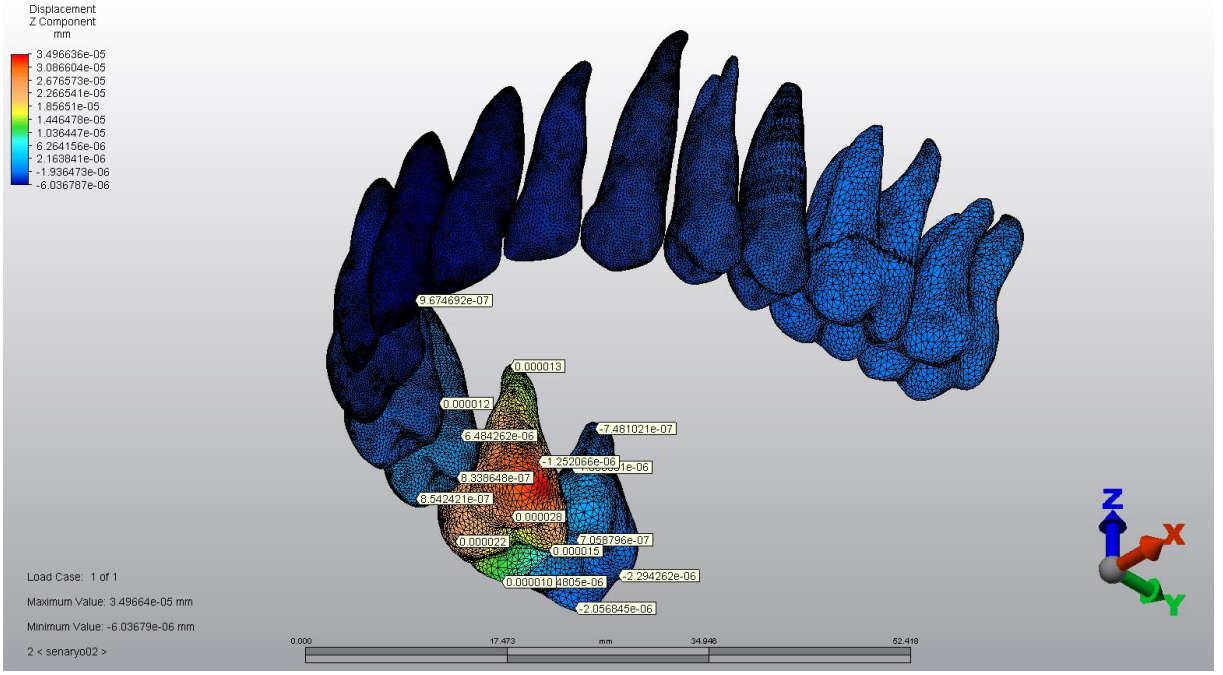
#### 4.2.1.3. Vertikal Düzlemdeki (Z Eksen) Yer Değişirmeler

Bu ekseninde belirgin olarak sağ birinci molar dişte apikal yönde yer değiştirme görülmektedir. En şiddetli yer değiştirme 34 nm büyüklüğünde ve meziopalatinal tüberkül tepesinde olup dişin apikaline, distaline ve bukkaline doğru azalmaktadır (Şekil 28a ve 28b).

Anterior dişlerde minimum değerlerde ekstrüzyon hareketi görülmektedir.



Şekil 28a. İkinci modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm)

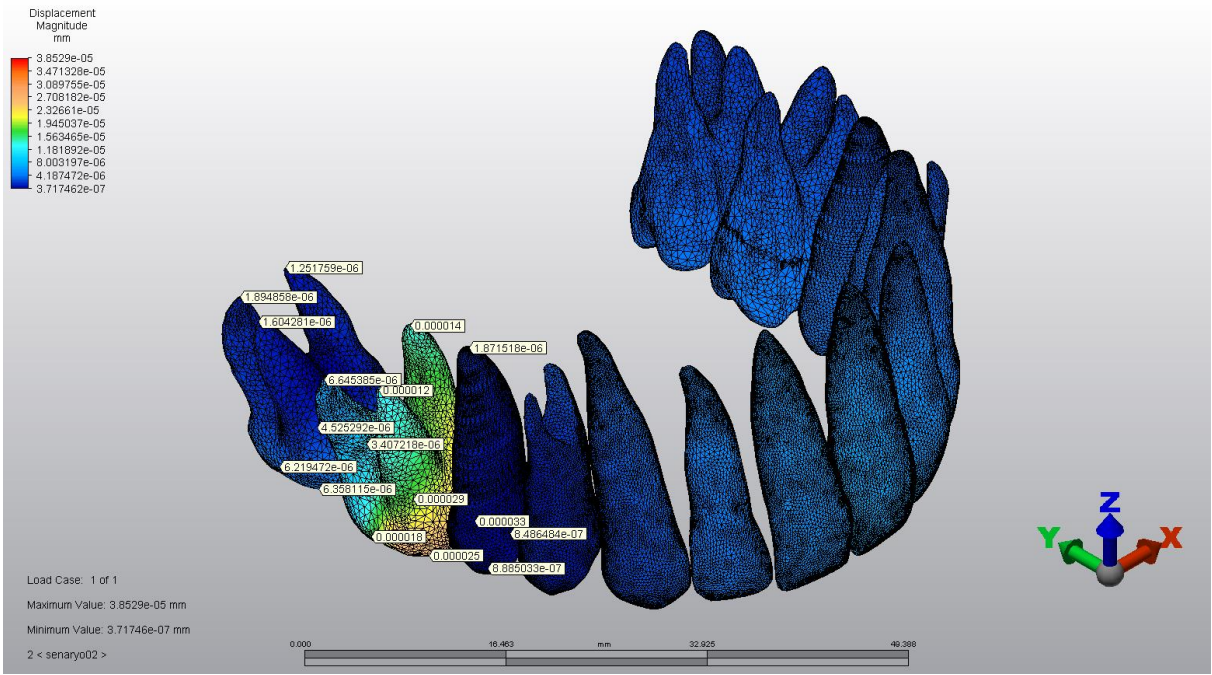


Şekil 28b. İkinci modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)

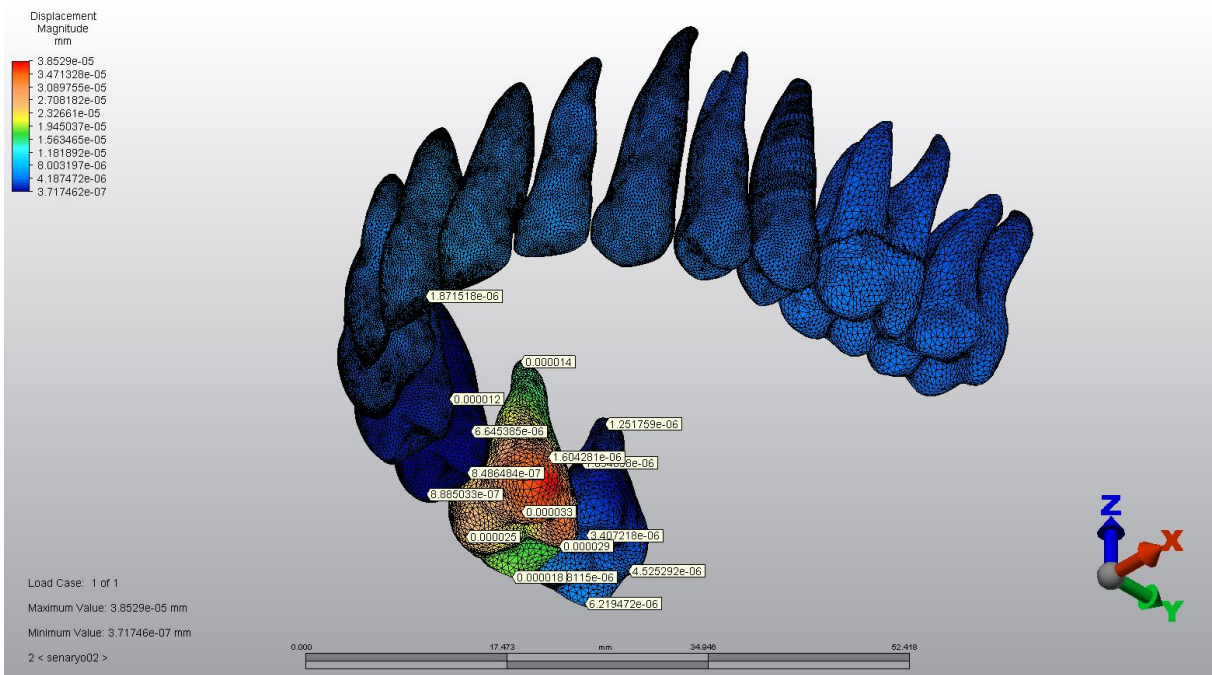
#### 4.2.1.4. Toplam Yer Değiştirme Bulguları

Bileşke yer değiştirme grafiklerine bakıldığında en fazla hareket sağ birinci molar dişin meziopalatinal tüberkülünde görülmektedir (38 nm). Molar diş boyunca bu hareket dişin bukkaline, mezialine ve apikaline doğru giderek azalmaktadır. İkinci molar dişin mezial kenar sırtı ve bukkal tüberküllerinde de minimal düzeyde (yaklaşık 8 nm) bir yer değiştirme gözlenmiştir (Şekil 29a ve 29b).

Diğer eksenlerden elde edilen verileri de bir araya getirdiğimizde sağ birinci molar dişte palatine ve biraz da meziale doğru devrilerek gerçekleşen bir intrüzyon hareketi görmekteyiz. Aynı zamanda bu diş bir miktar meziopalatinal rotasyona uğramıştır. İkinci molar diş kuronunda da minimal meziale hareket gözlenmektedir. Bu senaryoda diğer dişlerde kayda değer bir yer değiştirme bulgusuna rastlanmamaktadır.



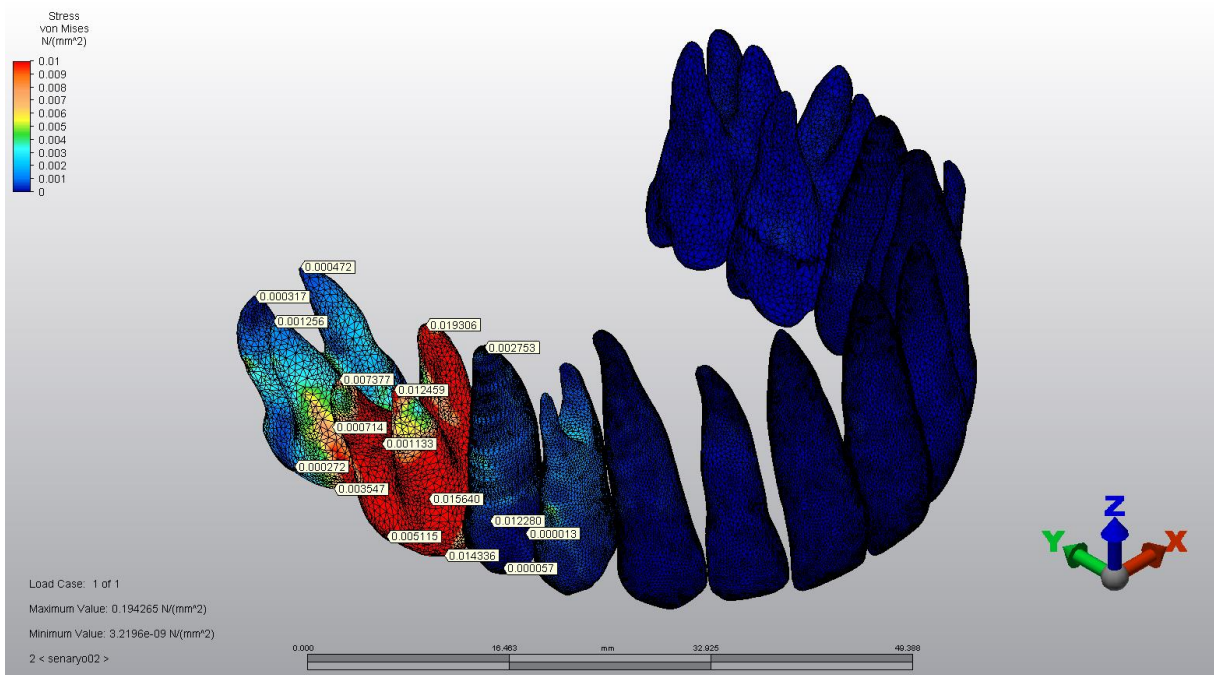
Şekil 29a. İkinci modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (apikal görünüm)



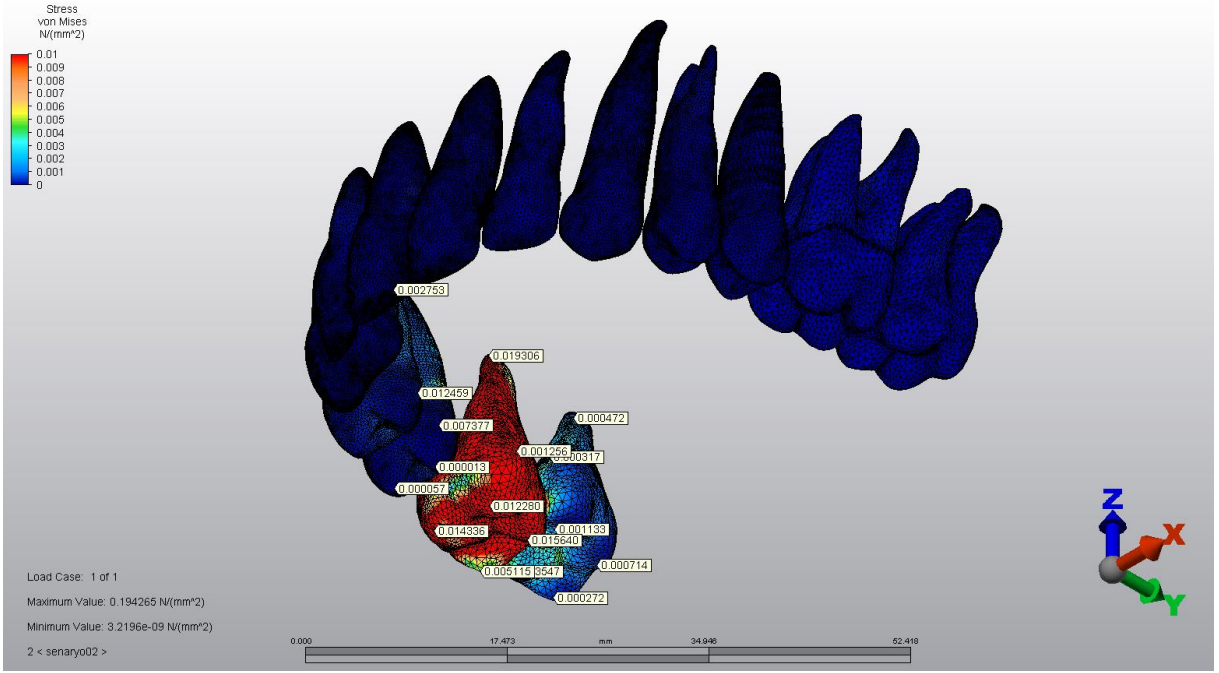
Şekil 29b. İkinci modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (oklüzal görünüm)

#### 4.2.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

İkinci senaryoda dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri Şekil 30a ve Şekil 30b'de görülmekte olup ölçülmüş en yüksek değer 0,19 N/mm<sup>2</sup>'dir. Bu değer, sağ birinci molar dişe palatinaldeki vidadan uzanan elastik elemanın bağlandığı noktada ölçülmüştür. Sağ birinci molar dişin kök uçları, mezial kenar sırtı ve distobukkal tüberkül tepesi hariç her yerinde yüksek gerilme değerleri mevcuttur. Komşu premolar dişin sadece molar dişle temasta olduğu kontak noktasında minimal şiddette, ikinci molar dişin mezial yüzeyinde yüksek-orta şiddette ve birinci molar dişten uzaklaştıkça azalarak sıfırlanan von Mises gerilmeleri görülmektedir. Sonuç olarak bu senaryoda sağ ikinci premolar, sağ birinci ve ikinci molarlar dışındaki dişlerde von Mises gerilmesi tespit edilmemiştir.



Şekil 30a. İkinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (apikal görünüm)



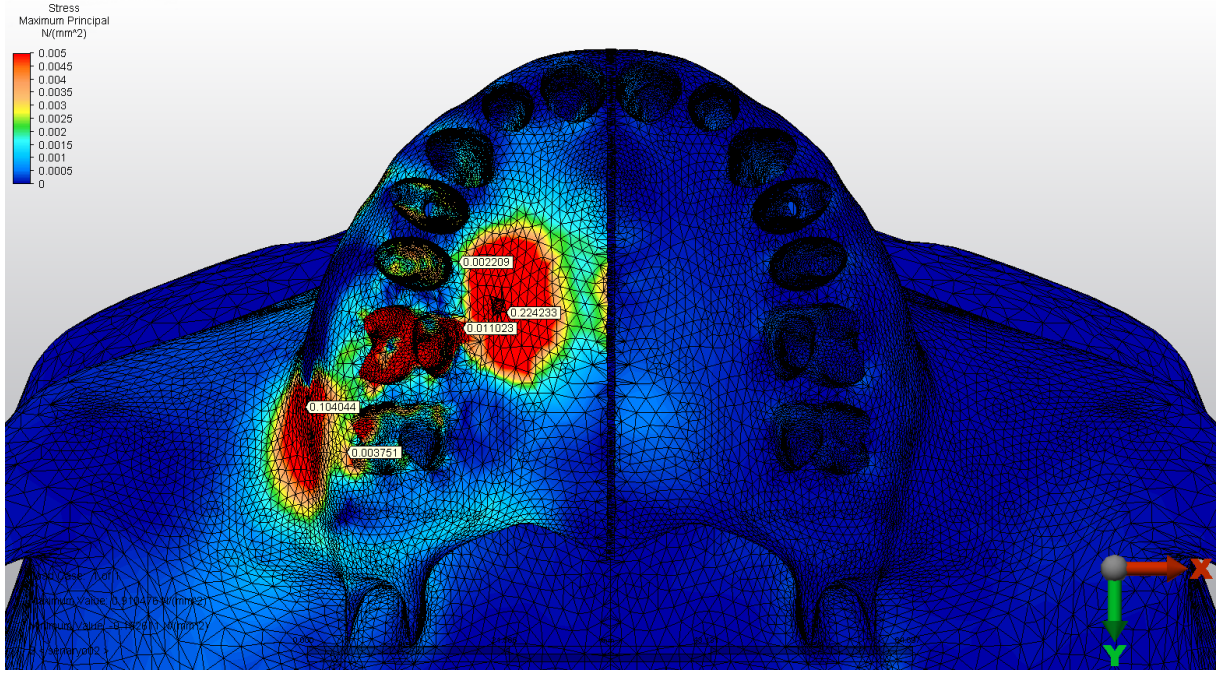
Şekil 30b. İkinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (oklüzal görünüm)

#### 4.2.3. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

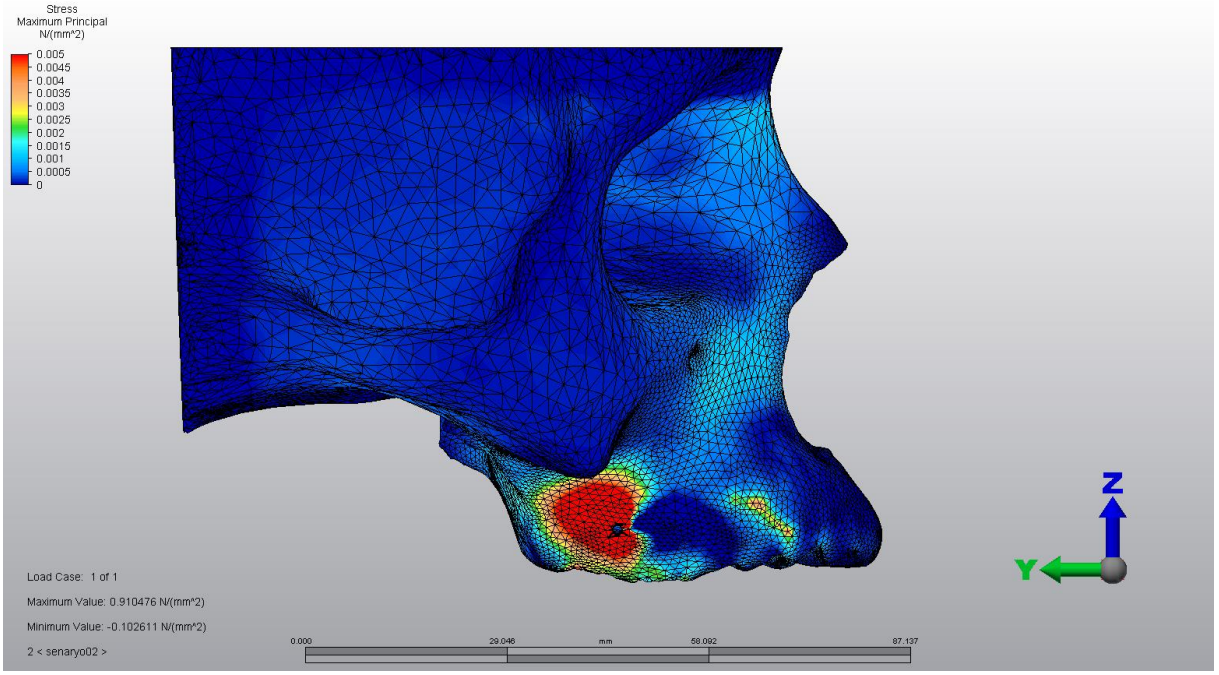
İkinci senaryoda kortikal kemik üzerinde görülen maksimum asal gerilmeler Şekil 31a, Şekil 31b ve Şekil 31c'te; minimum asal gerilmeler ise Şekil 32a, Şekil 32b ve Şekil 32c'de görülmektedir. Bu senaryoda en yüksek çekme gerilme değeri  $0,91 \text{ N/mm}^2$ , en yüksek basma gerilme değeri ise  $0,80 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür.

Çekme gerilmelerinin en yüksek değeri palatinal yerleştirilen mini vida çevresindeki kortikal kemikte ölçülmüştür. Bu mini vida merkezde olacak şekildeki bir dairesel alanda oldukça yüksek gerilmeler gözlenmektedir. Benzer şekilde bukkaldeki mini vida çevresinde de mini vidanın daha distalinde bulunan dairesel alanda yüksek çekme gerilmeleri görülmektedir. Yüksek çekme gerilmelerinin gözlendiği diğer alanlar ise sağ birinci molar dişin soketi, sağ ikinci molar diş soketinin meziobukkal köşesi ve nazal septumun alt-orta bölgesidir. Mini vidaların çevresindeki yüksek gerilme alanlarının çevrelerinde, palatinal vidaya komşu median palatinal suturda, ikinci molar ve premolar dişlerin soketlerinde, birinci premolar diş çevresindeki alveolar çıkıntının bukkal kompaktasında ve nazal septumun

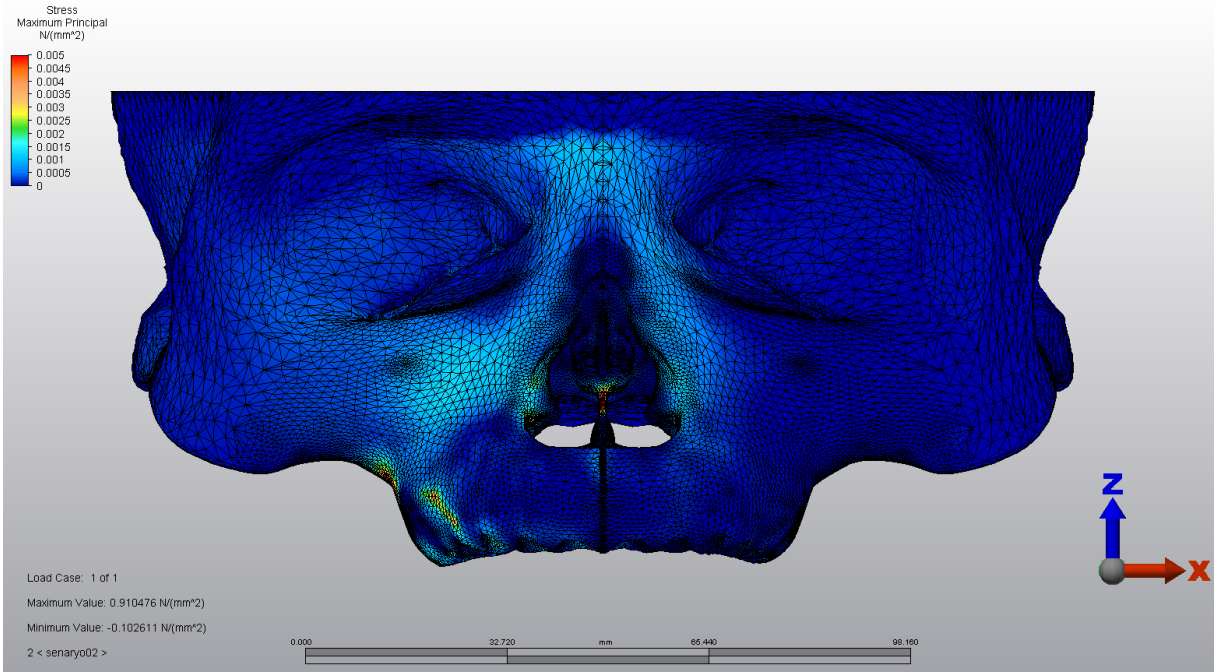
yüksek gerilmeye maruz kalmış bölgelerinin çevresinde orta şiddetli çekme gerilmeleri izlenmektedir. Minimal şiddetteki gerilmeler ise tüber bölgesi üzerinden pteriogoid çıkıntılara, infrazigomatik bölgeden zigomatik çıkıntıya, medialde tüm nazal septuma, infraorbital bölgeden frontal çıkıntıya, her iki nazal kemiğe, karşıt maksillanın frontal çıkıntısına ve apertura piriformisin yan duvarlarına yayılmıştır.



Şekil 31a. İkinci modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm)



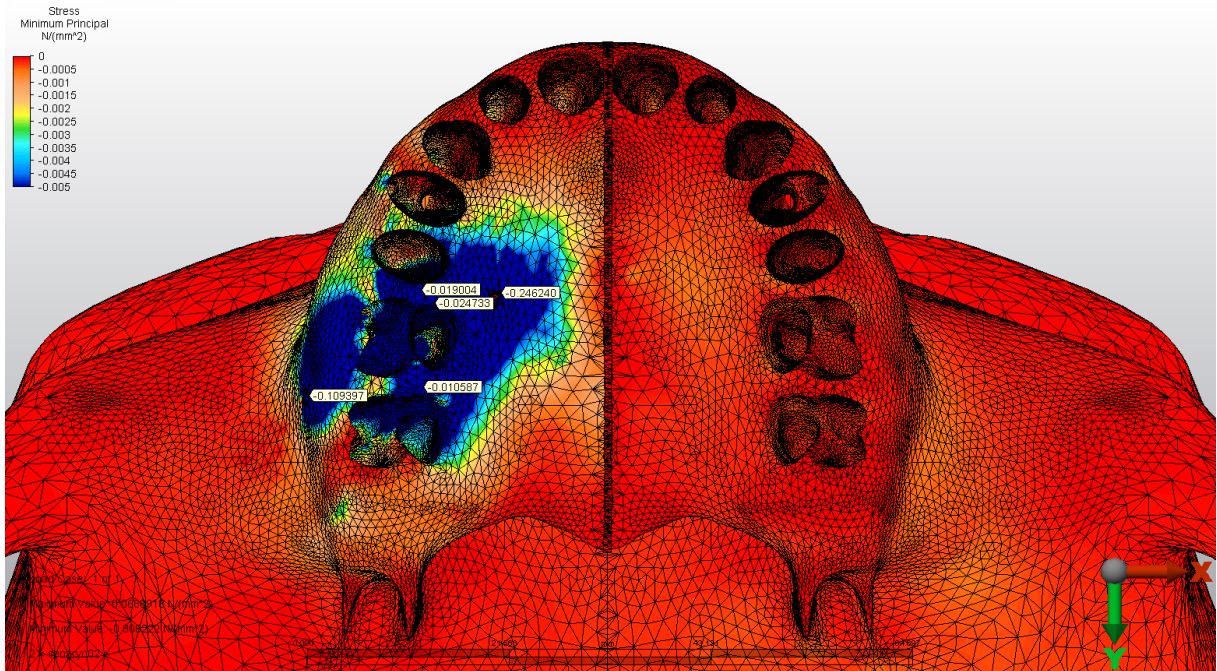
Şekil 31b. İkinci modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (sagittal görünüm)



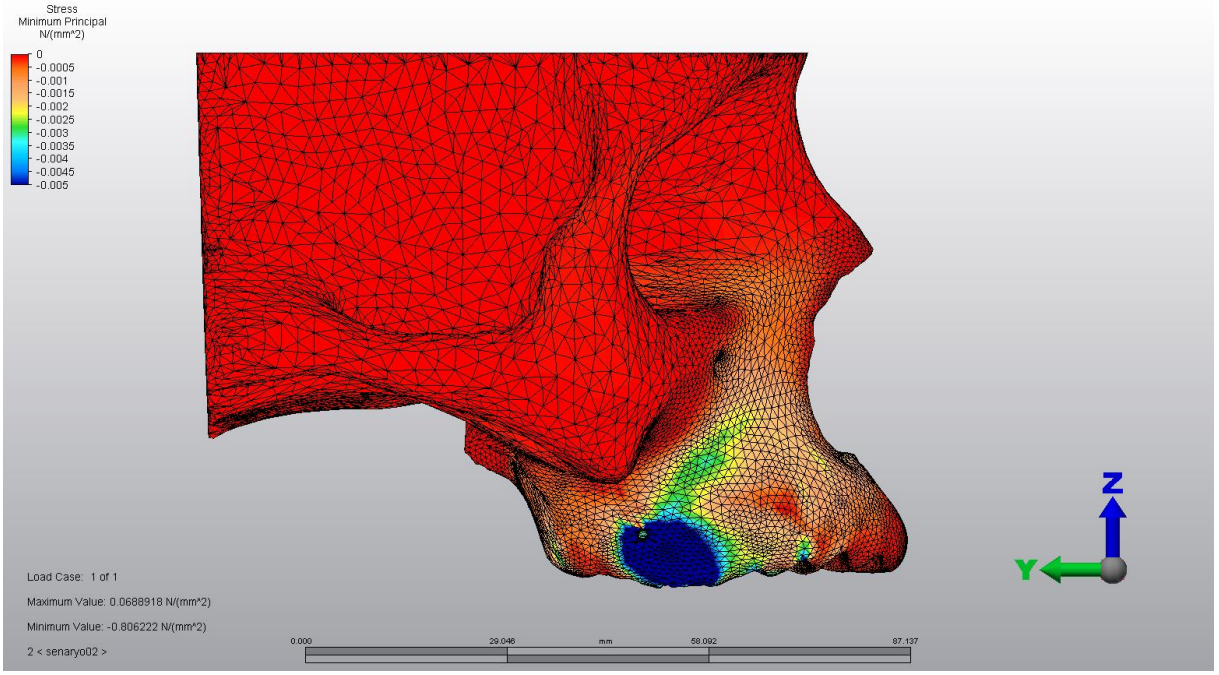
Şekil 31c. İkinci modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (frontal görünüm)



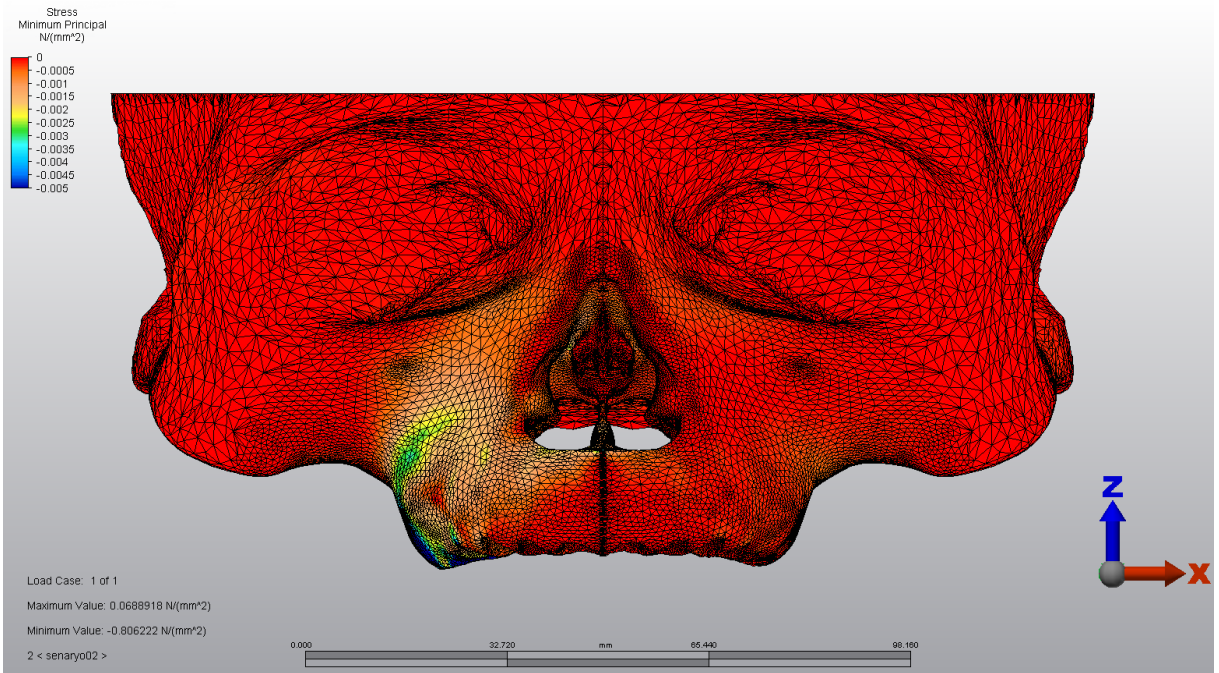
Bu senaryomuzda en yüksek basma gerilmesi de palatinaldeki mini vida çevresindeki kortikal kemikte ölçülmüştür. Bu bölgede ikinci premolar diş hizasından median palatal sutura doğru inen bir dikme, ikinci premolardan kret tepesi boyunca ikinci molar dişe uzanan ikinci bir dikme ve bu dikmelerin uçlarını birleştiren üçüncü bir doğru arasında kalan üçgen alanda yüksek basma gerilmeleri görülmektedir. Birinci ve ikinci premolar diş soketlerinin distopalatinal kısımları, birinci molar diş soketinin neredeyse tamamı ve ikinci molar diş soketinin mezial ile palatinal kısımları da yüksek gerilmelerden etkilenmektedir. Bukkal mini vida çevresinde ise mini vidanın mezial ile inferioruna yayılmış ve kret tepesine ulaşmış bir eliptik alanda yüksek basma gerilmeleri izlenmektedir. Bu yüksek gerilme alanlarının çevrelerine ek olarak tüber bölgesinin bukkal köşesinde, maksillanın ön yüzünün zigomatik çıkıntısı boyunca da orta şiddette gerilmeler oluşmuştur. Çekme gerilmelerine bezner şekilde neredeyse tüm maksilla boyunca frontal çıkıntı, orbital kenarın iç yarısı, infraorbital bölge ile apertura piriformisin alt köşesini içine almış alanda, zigomatik çıkıntı altı boyunca, tüber bölgesinin mezialinde ve nazal kavitenin tavanında minimal basma gerilmeleri gözlenmektedir.



Şekil 32a. İkinci modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm)



Şekil 32b. İkinci modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (sagittal görünüm)

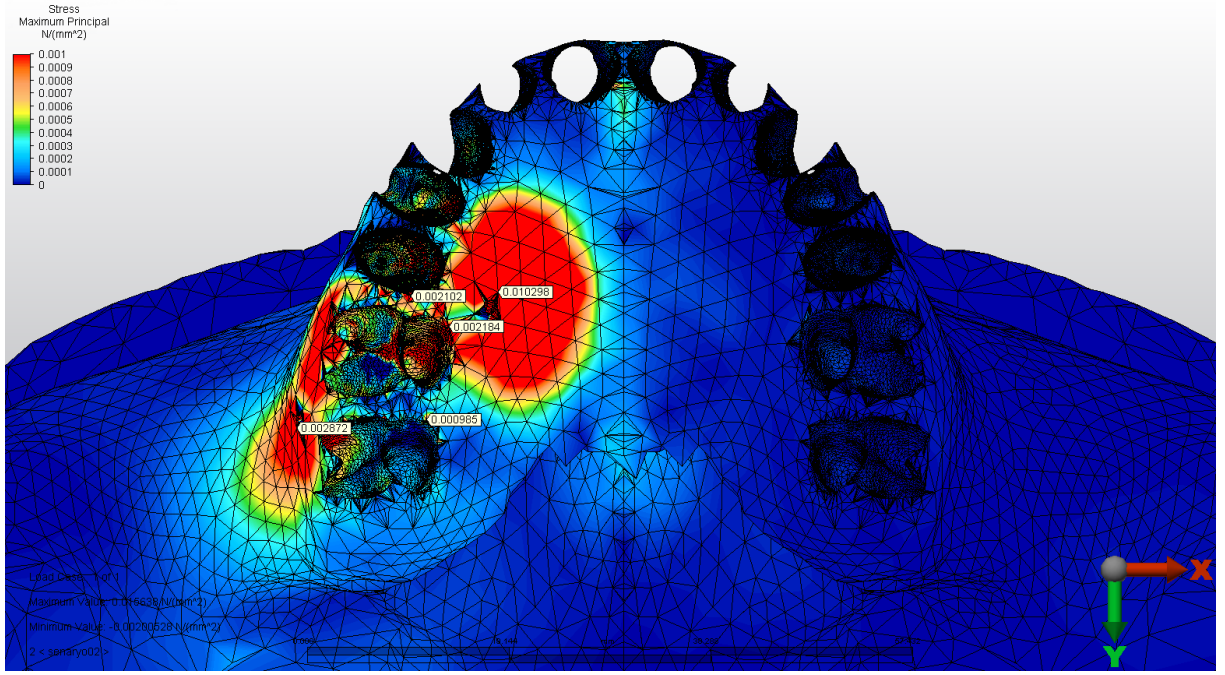


Şekil 32c. İkinci modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (frontal görünüm)

#### 4.2.4. Spongioz Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

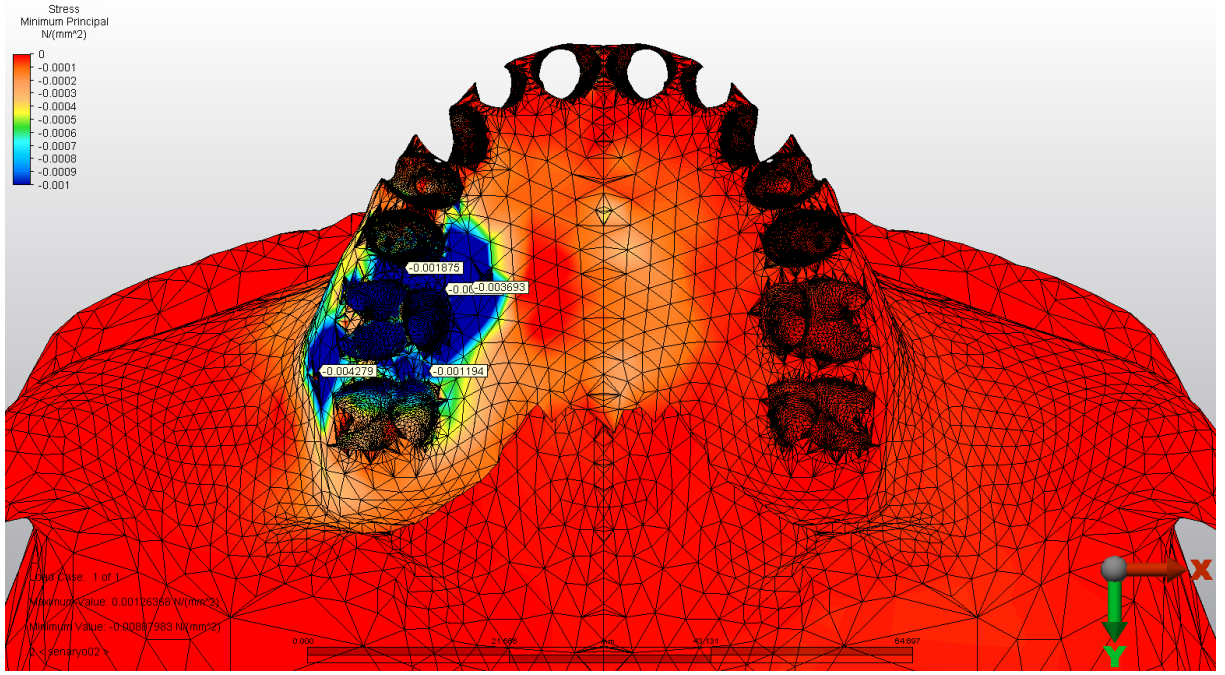
İkinci senaryoda spongioz kemikte meydana gelen maksimum asal gerilmeler Şekil 33'te, minimum asal gerilmeler ise Şekil 34'te görülmektedir. Meydana gelmiş en büyük maksimum asal gerilme değeri 0,015 N/mm<sup>2</sup>, en büyük minimum asal gerilme değeri de 0.008 N/mm<sup>2</sup>'dir. Bu değerler kortikal kemikte maksimum değerlerin meydana geldiği bölgelere paralel şekilde palatinaldeki mini vida sınırında ölçülmüş ve benzer paternler gösterdiği tespit edilmiştir.

Çekme gerilmelerini inceleyecek olursak; palatinaldeki mini vida çevresinde krem tepesinden neredeyse median sutura ulaşan dairesel bölgede, palatinaldeki mini vidanın çevresinde daha çok distale ve superiora yayılan daha dar bir dairesel alanda, sağ birinci molar diş socketinin bukkal ve palatinal duvarlarında ve furkasyon bölgesinde, aynı dişin alveolar kreminin bukkal kısmında, sağ ikinci molar diş socketinin meziobukkal köşesinde ve sağ ikinci premolar diş socketinin palatinalinde yüksek çekme gerilmeleri gözlenmektedir. Sağ posterior dişlerin socketlerinde Bu yüksek gerilme alanlarının çevrelerinde hare şeklinde orta şiddetli gerilmeler minimum değerlere dönüşmektedir. Maksillanın genel yapısı boyunca özellikle zigomatik çıkıntı, tüber bölgesi, median palatinal suturda ve burun kavitesinin lateral duvarı ve nazal septumda minimal çekme gerilmeleri gözlenmektedir.



Şekil 33. İkinci modelde spongiöz kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler

İkinci modeldeki spongiöz kemikte meydana gelmiş basma gerilmeleri çekme gerilmelerine kıyasla daha dar bir alanda etkili olmuştur. Yüksek basma gerilmeleri mini vidaların komşuluk yaptığı alveolar kemik üzerinde ve ikinci premolar diş socketinin distali, birinci molar diş socketinin tamamı ile ikinci molar diş socketinin mezial duvarında görülmektedir. İkinci premolar dişin apikal hizasındaki bukkal bölgede ve ikinci molar diş çevresindeki alveolar çıkıntının palatinalindeki küçük bir bölgede orta şiddette basma gerilmeleri oluşmuştur. Genel olarak sağ posterior alveolar çıkıntı etrafında bukkalde infrazigomatik alanla sınırlanan ve tüber bölgesini de içini alan bir bölge ile median palatinal suturun insiziv foramen arkasında kalan bölümü ve sol maksilanın palatinal suturla komşuluk yaptığı bölgede minimal gerilmeler devam etmiştir.



Şekil 34. İkinci modelde spongöz kemikte oluşan minimum asal gerilmeler

### 4.3. Üçüncü Modele Ait Bulgular

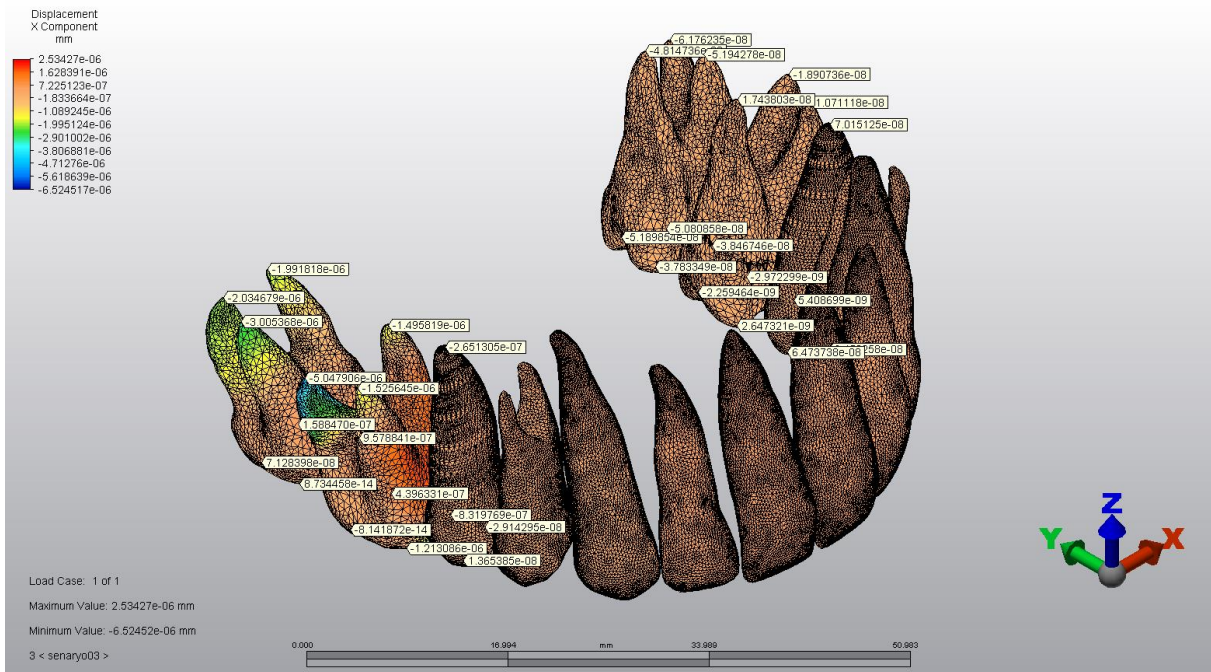
Bu senaryoda sağ maksiller molar dişe sadece bukkalde birinci ve ikinci molar dişler arasındaki interproksimal alveolar kemiğe yerleştirilmiş mini vidadan 100 gram kuvvet uygulanmaktadır. Molar dişte devrilmeyi engellemek için sağ ve sol birinci molar dişler TPA ile rijit bir şekilde bağlıdır.

#### 4.3.1. Yer Değiştirme Bulguları

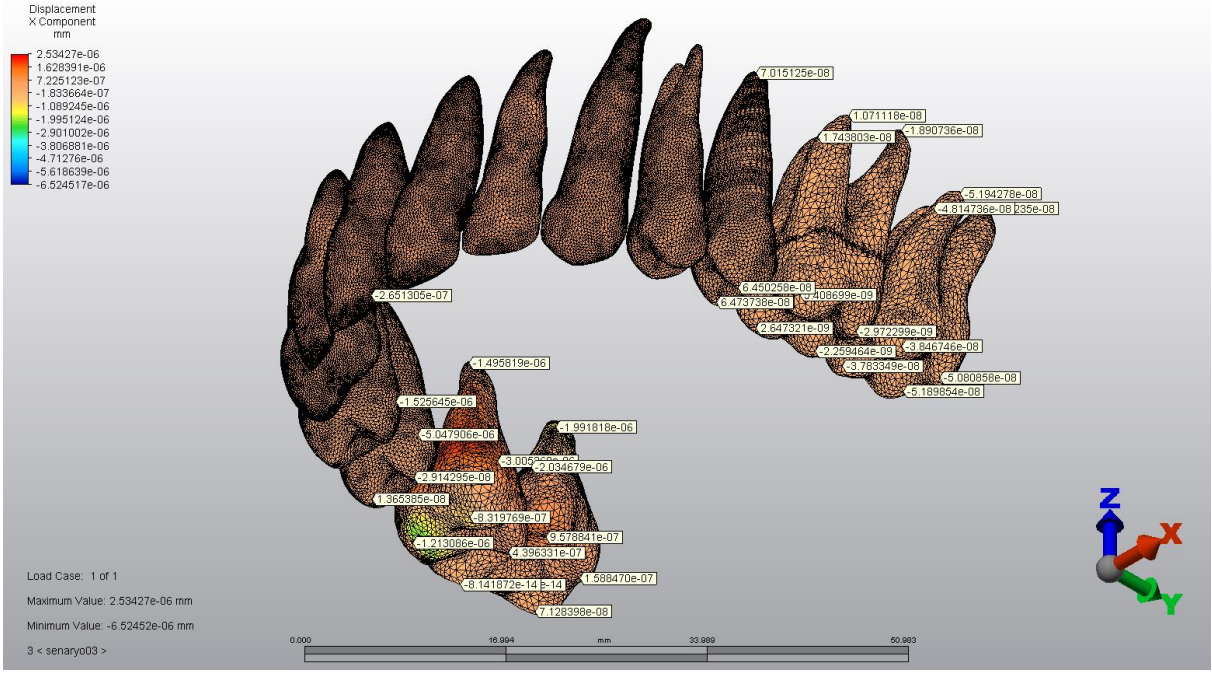
Üçüncü modele ait yer değiştirme bulguları üç ayrı eksen ve bunların bileşkesi olmak üzere dört başlık altında incelenecektir.

#### 4.3.1.1. Transversal Düzlemdeki (X Eksen) Yer Değiştirmeler

Bu düzlemdeki en belirgin yer değiştirme sağ birinci molar dişin distobukkal kök ucunda bukkal yönde görölmektedir (-6,5 nm). Bu durum dişin servikaline ve mezialine doğru azalıp sıfırlanmaktadır. Aynı için meziobukkal tüberkülünde de minimal bir bukkale hareket ile mezial interproksimal yüzeyinde dişin servikal üçlüsünde de palatinaline doğru gerçekteşimiş en büyük yer değiştirme gözlenmektedir (2,5 nm). İkinci molar dişin köklerinin apikal üçlüsünde de az miktarda bukkale hareket gerçekteşimiştir (-3 nm). Bu hareket oklüzal yönde azalarak trifurkasyon hizasında sıfırlanmaktadır (Şekil 35a ve 35b).



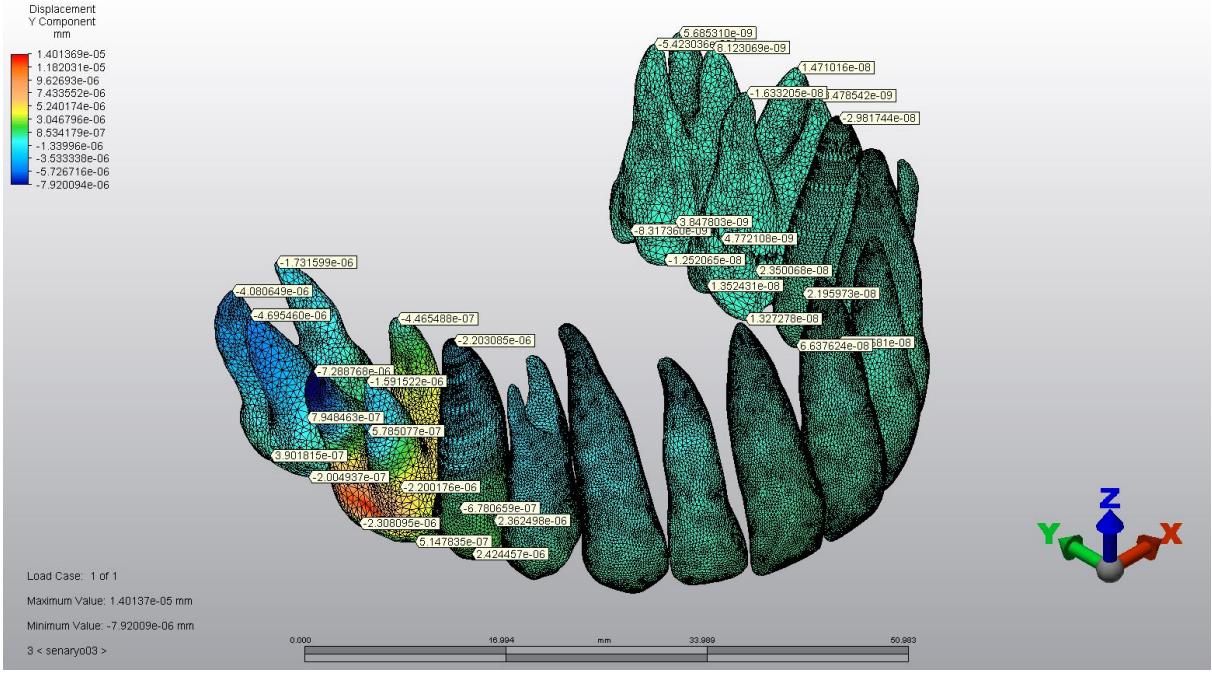
Şekil 35a. Üçüncü modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm)



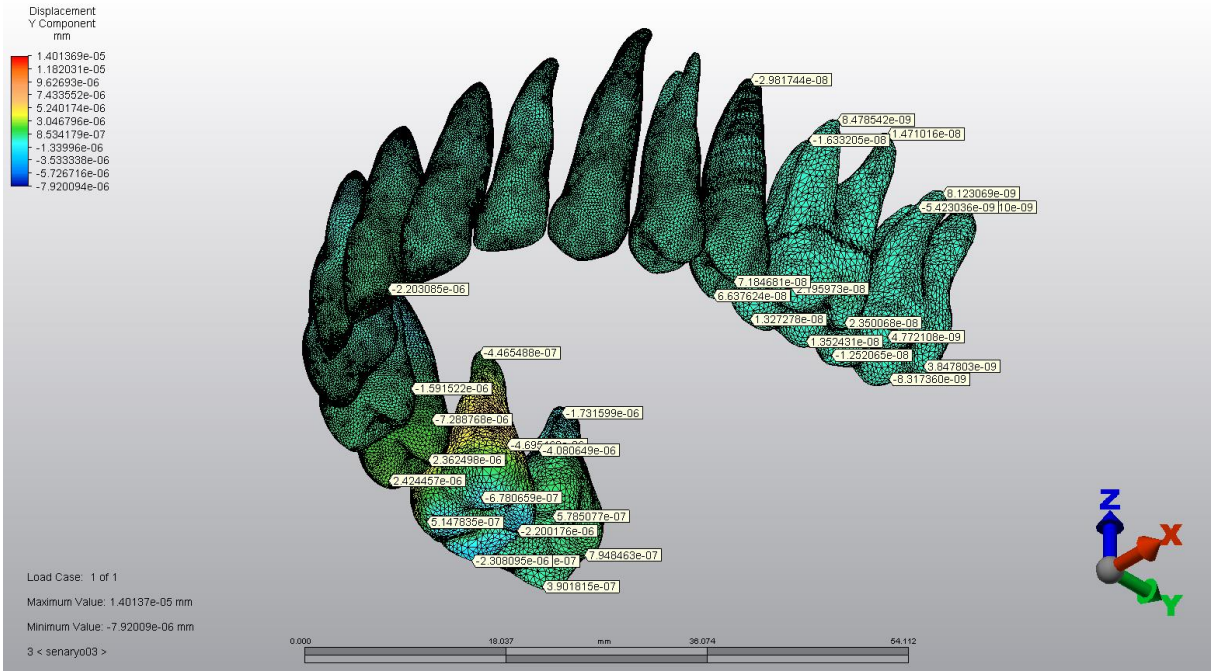
Şekil 35b. Üçüncü modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)

#### 4.3.1.2. Sagittal Düzlemdeki (Y ekseni) Yer Değiştirmeler

Bu düzlemde gerçekleşen en şiddetli yer değiştirme, sağ birinci molar dişin bukkal yüzeyinde molar tüpün olduğu orta üçlü bölgesinde distal yönde meydana gelmiştir (14 nm). Mezial yönde meydana gelmiş en şiddetli diş hareketi ise aynı dişin distobukkal kök ucunda meydana gelmiştir (-7,9 nm). Meziobukkal kök ucunda da aynı yönde daha düşük şiddette, palatinal kökte de minimal şiddette meziale yer değiştirme görülmektedir. Molar diş köklerindeki mezial yönlü hareket kökler boyunca azalarak devam etmekte, trifurkasyon hizasında yön değiştirmektedir. Bu bulgulara bakarak birinci molar diş krununun distale devrilmiş olduğunu söyleyebiliriz. Sağ ikinci molar dişin kök uçlarında mezial yönde hareket olup (yaklaşık -4 nm), palatinal ve oklüzale doğru azalarak krun bölgesinde nötrlenmektedir, ki bu da ikinci molar dişin krunu sabit kaldığı için göreceli olarak minimal şiddette bir distale devrilmeye maruz kaldığı anlamına gelmektedir (Şekil 36a ve 36b).



Şekil 36a. Üçüncü modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm)

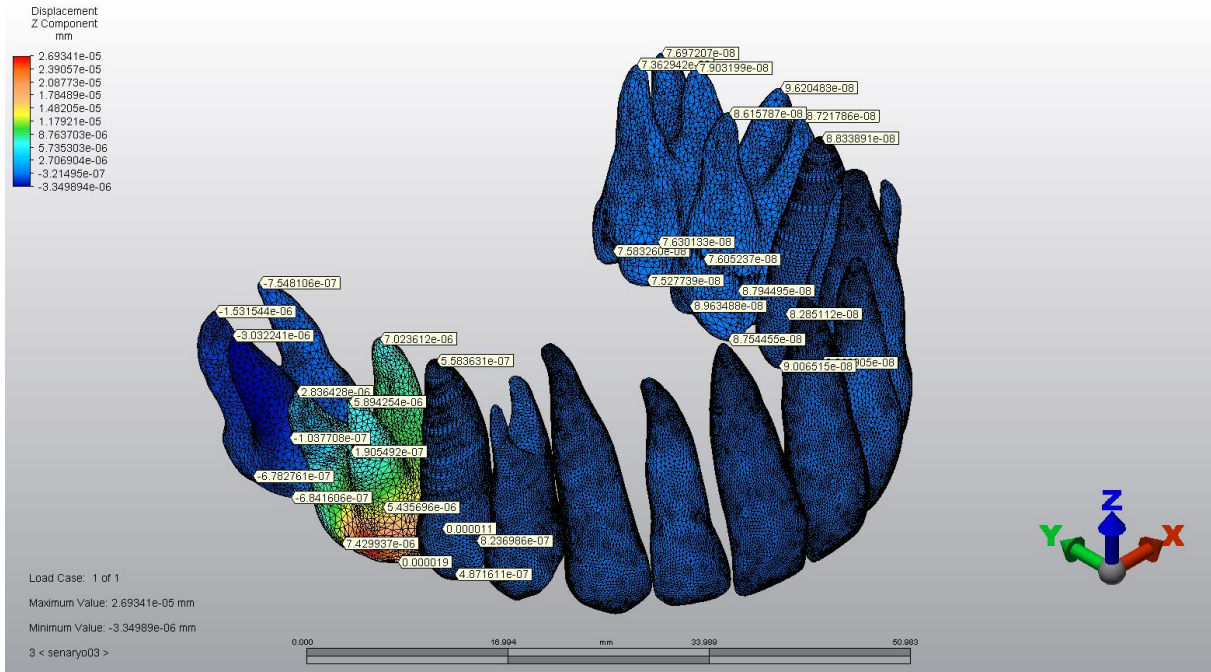


Şekil 36b. Üçüncü modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)

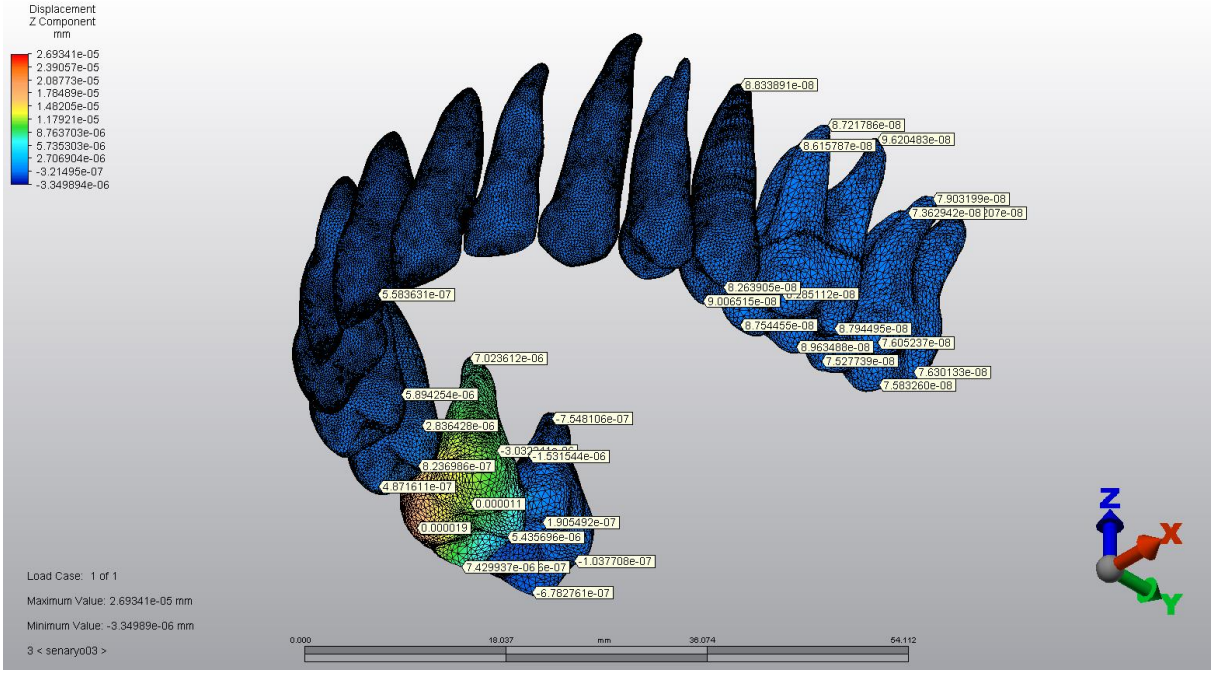


### 4.3.1.3. Vertikal Düzlemdeki (Z Eksen) Yer Değişiklikleri

Bu düzlemde belirgin olarak sağ birinci molar dişte intrüzyon hareketi görülmektedir. En büyük yer değiştirme dişin bukkal yüzeyinin mezial yarısında meydana gelmiştir (26 nm). Bu hareket diş boyunca devam edip distale, palatinal ve apikale doğru azalmaktadır. Dolayısıyla minimum yer değiştirme bu dişin distobukkal kök ucunda görülmektedir. Diğer dişlerde minimum değerlerde ekstrüzyon görülmekte olup, ekstrüzyon değerleri ikinci senaryodan daha düşük şiddettedir (Şekil 37a ve 37b).



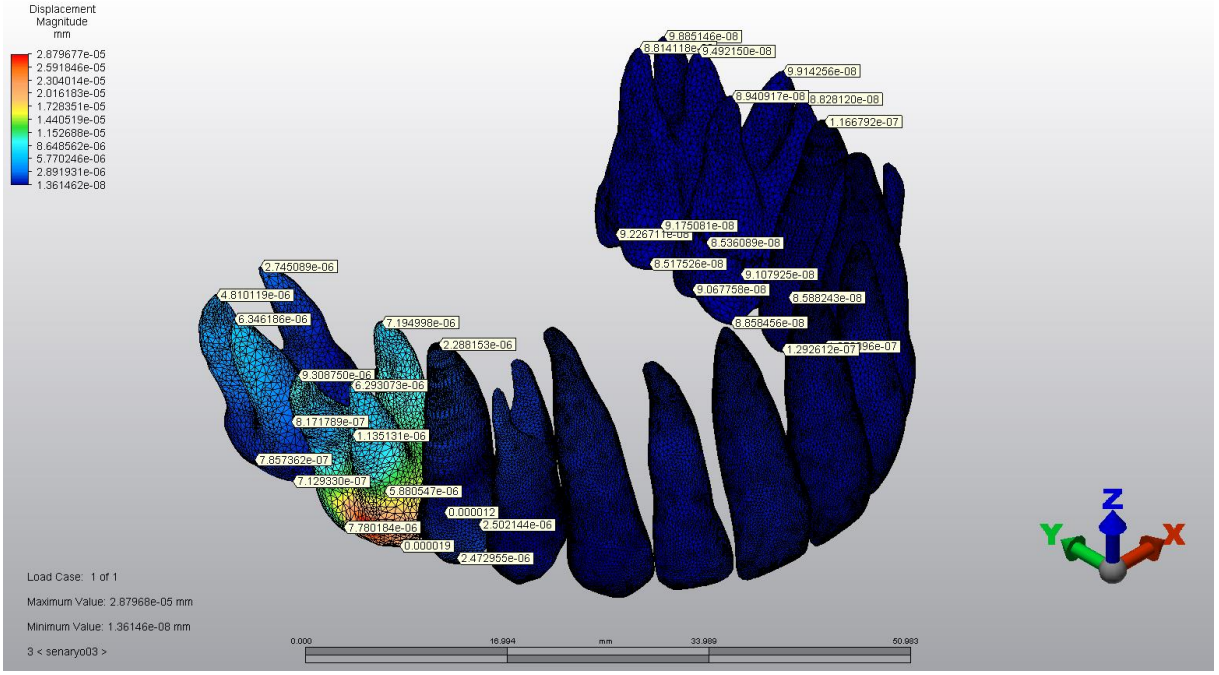
Şekil 37a. Üçüncü modelde vertikal düzlemdeki yer değişiklikleri (apikal görünüm)



Şekil 37b. Üçüncü modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)

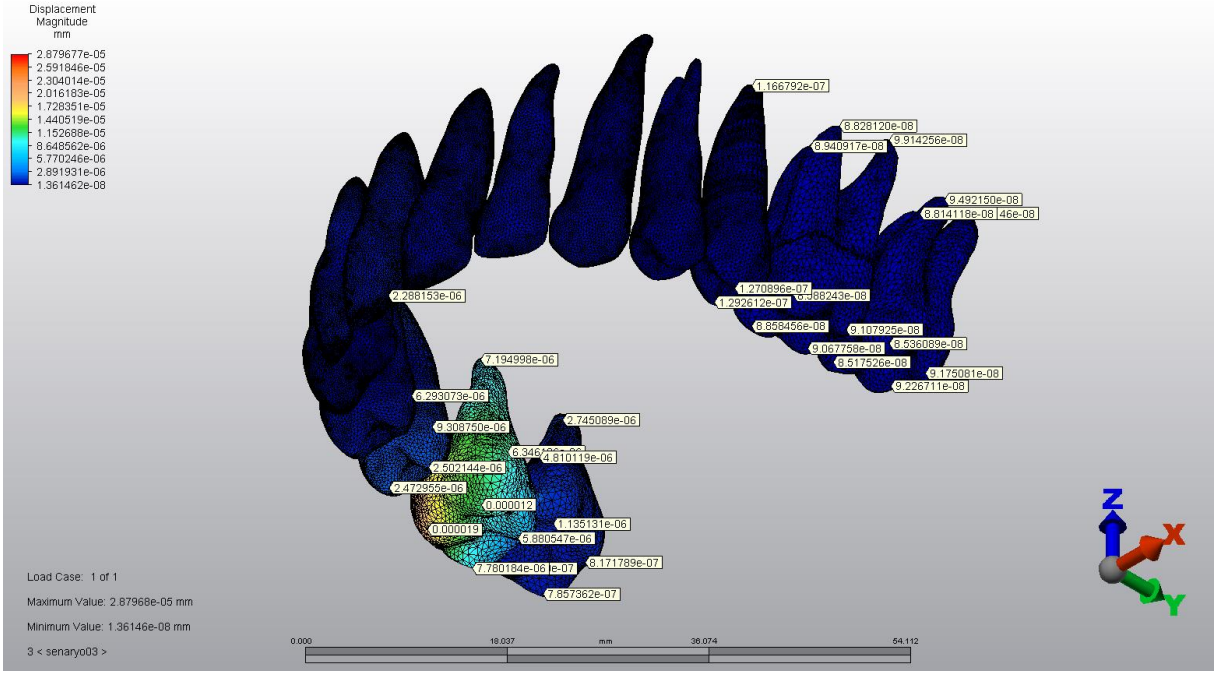
#### 4.3.1.4. Toplam Yer Değiştirme Bulguları

Bileşke yer değiştirme görseli, üçüncü modelin vertikal düzlemde gösterdiği yer değiştirmelerle benzerlik göstermektedir. Maksiller birinci molar dişin kuronunun bukkal yüzeyinin mezial yarısında en büyük yer değiştirme görülmekte olup (28 nm) distale, palatinal ve apikale doğru azalma göstermektedir. Birinci molar diş haricinde tek hareket sağ ikinci molar dişin bukkal köklerinde, mezial ve bukkal yönlerde minimal miktarda meydana gelmiştir (Şekil 38a ve 38b).



Şekil 38a. Üçüncü modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (apikal görünüm)

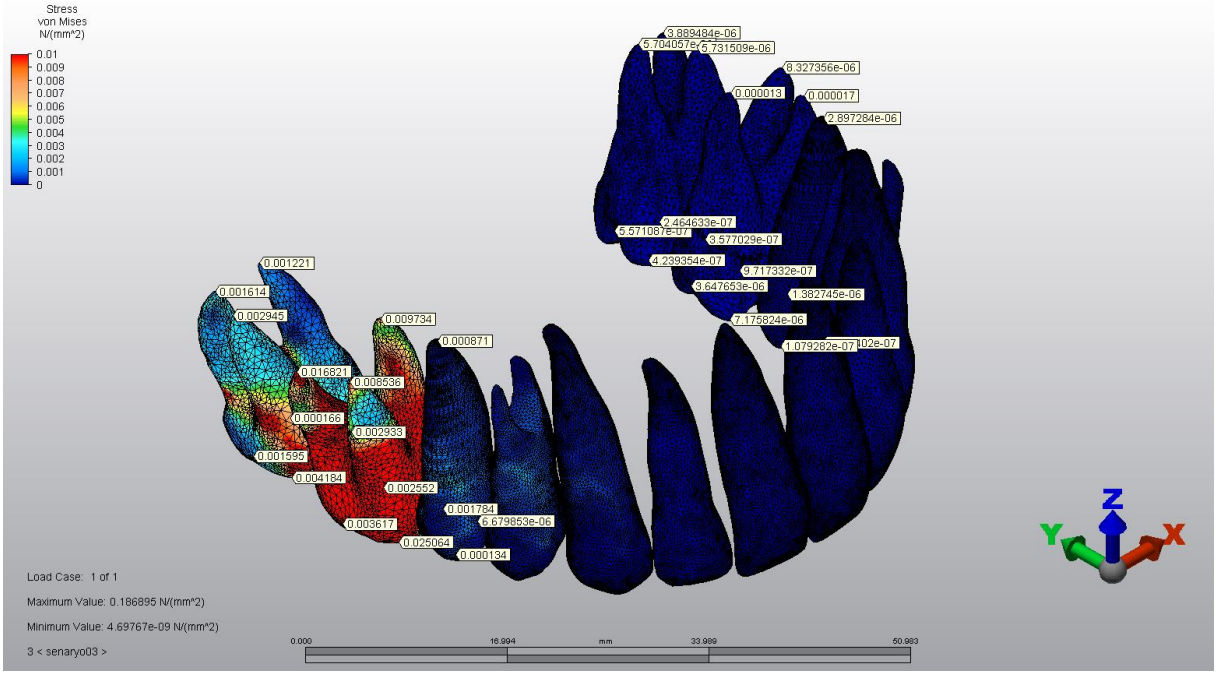
Tüm yer değiştirme bulgularını bir araya getirdiğimizde sağ maksiller birinci molar dişin intrüze olduğunu, bu esnada kuronunda minimal miktarda distale ve daha da az miktarda bukkale devrildiğini görmekteyiz. Bu dişte meydana gelen yer değiştirmelerin asimetrisine bakarak aynı zamanda çok küçük şiddette de olsa meziobukkal yönde rotasyona uğradığı da söylenebilir.



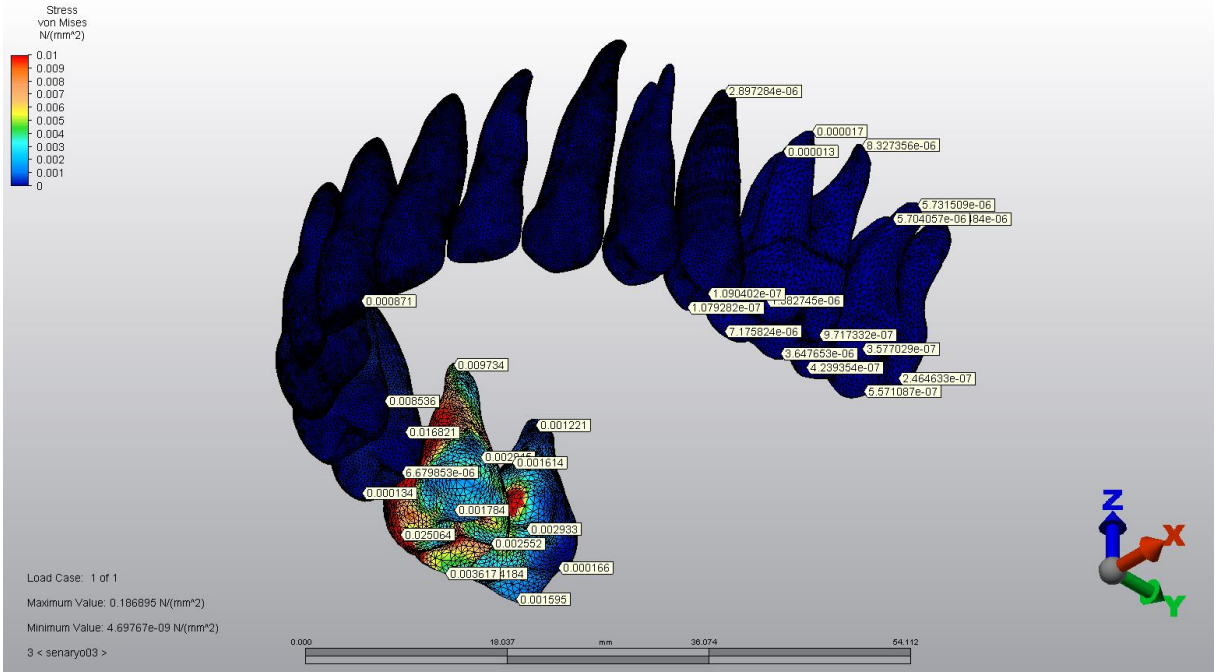
Şekil 38b. Üçüncü modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (oklüzal görünüm)

#### 4.3.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

Üçüncü modelde dişler üzerinde meydana gelmiş en yüksek von Mises gerilme değeri  $0,18 \text{ N/mm}^2$  olup; dişlerde ölçülen von Mises gerilme değerleri Şekil 39a ve Şekil 39b’de görülmektedir. Maksimum değer, sağ birinci molar dişin bukkal yüzeyinde, tüpün gingival sınırında ölçülmüştür. Bu senaryoda sağ birinci ve ikinci molar dişler dışındaki hiçbir dişte von Mises gerilmesi tespit edilmemiştir. Sağ birinci molar dişin bukkal yüzeyinin neredeyse tamamında (kök uçları dışında), mezial yüzeyin bukkal orta üçlüsü boyunca, furkasyon bölgesinde, palatinal kökün bukkal yüzeyinde ve distal kontak noktasında maksimum gerilmeler görülmektedir. Bu dişin distopalatinal tüberkül tepesinde ve distobukkal kök ucunda orta şiddette; meziopalatinal tüberkülün tamamında, distopalatinal tüberkül tepesinde, palatinal kök ucunun palatinal yüzünde ve meziobukkal kök ucunda minimal şiddette gerilmeler oluşmuştur. İkinci molar dişin ise mezial kontak bölgesi, meziobukkal kökün orta üçlüsü ve distobukkal kökün servikal üçlüsünde küçük bir bölgede maksimum gerilme alanları görülmektedir. Bu dişin furkasyon bölgesinde orta şiddette gerilmeler mevcut olup distal ve palatinal kısımları minimum gerilmeler göstermiştir.



Şekil 39a. Üçüncü modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (apikal görünüm)

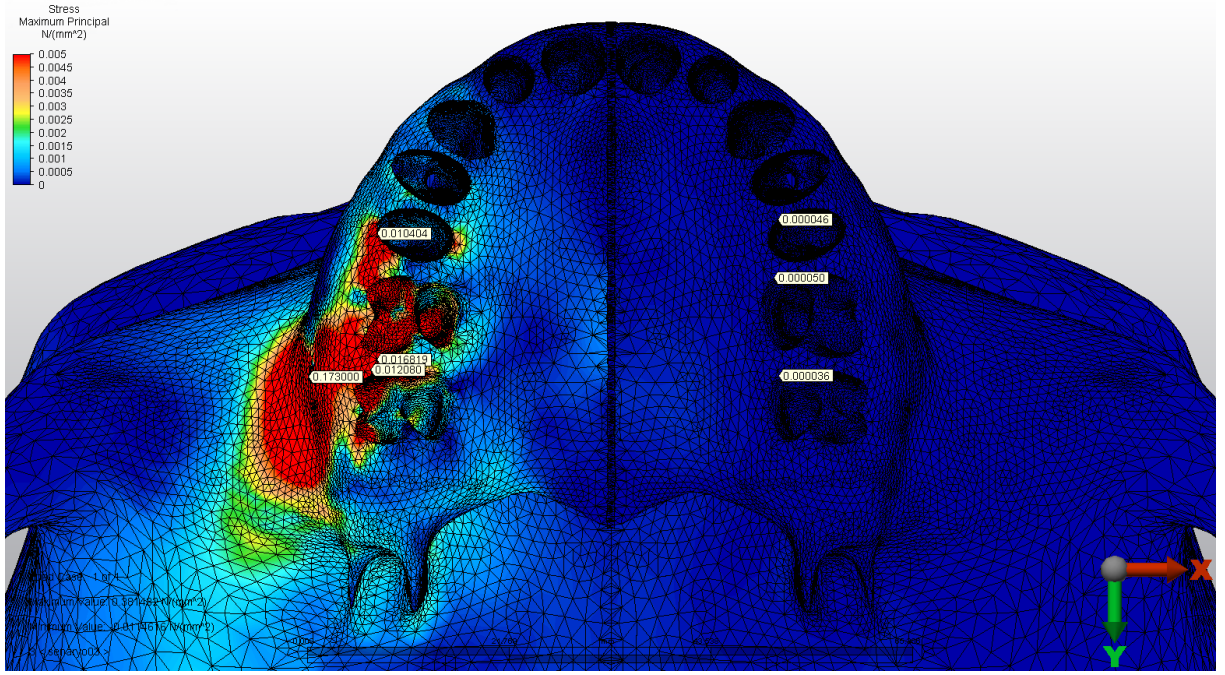


Şekil 39b. Üçüncü modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (oklüzal görünüm)

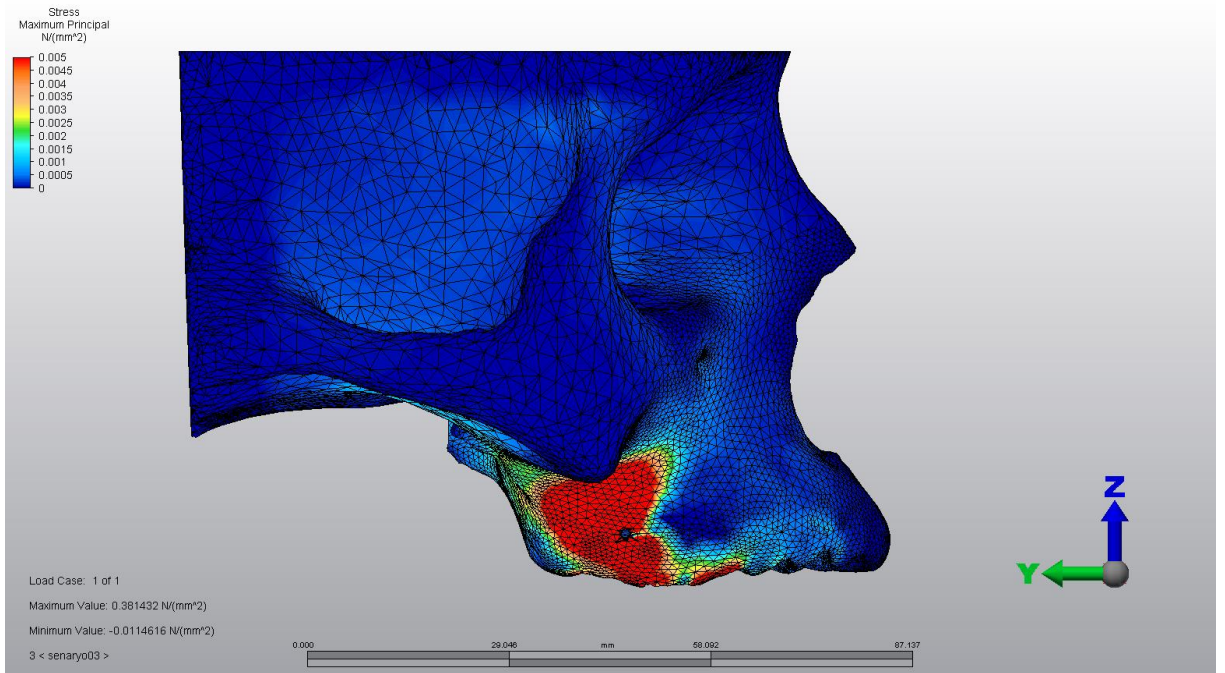
### 4.3.3. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

Üçüncü senaryoda kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilmeler Şekil 40a, Şekil 40b ve Şekil 40c'de; minimum asal gerilmeler ise Şekil 41a, Şekil 41b ve Şekil 41c'de görülmektedir. Ölçülmüş en yüksek değerler ise maksimum asal gerilme için 0,38 N/mm<sup>2</sup>, minimum asal gerilme için 0,42 N/mm<sup>2</sup> olmuştur.

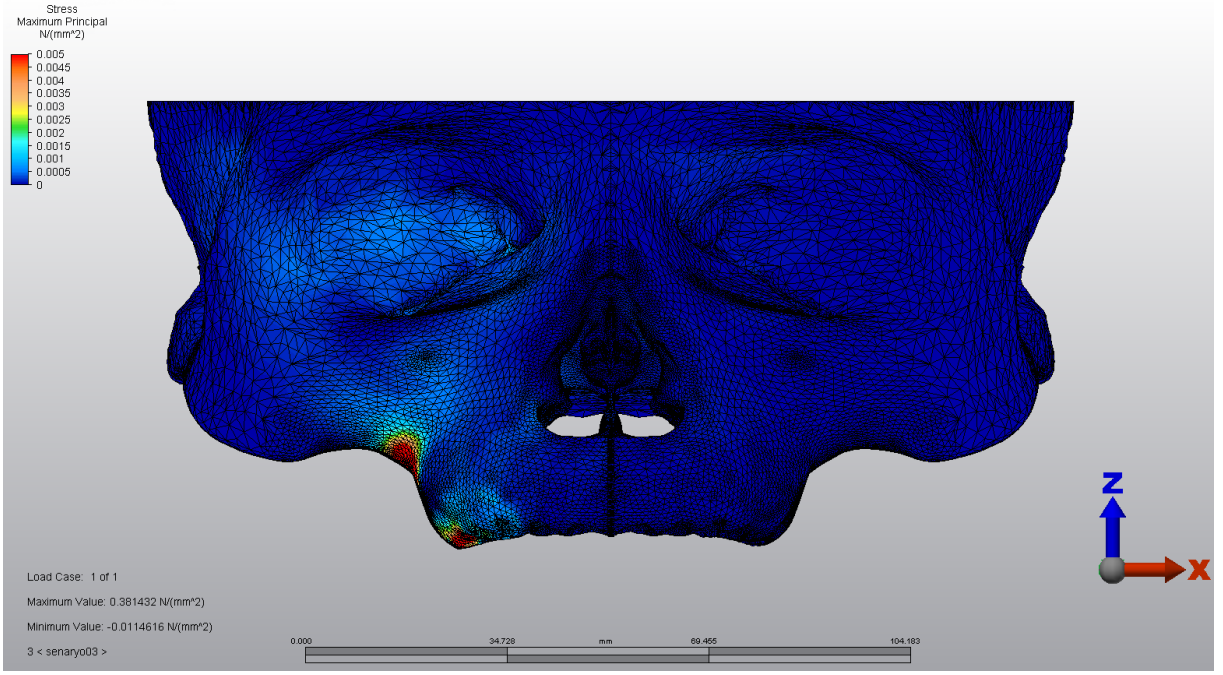
Çekme gerilmelerinin yani maksimum asal gerilmelerin en yüksek değeri bukkaldeki mini vida komşuluğunda ölçülmüştür. Yüksek çekme gerilmeleri üstte mini vidanın superioruna, zigomatik çıkıntının hemen alt sınırına, arkada tüberin bukkal sınırına kadar yayılmış; sağ üst birinci molar dişin bulunduğu krete ulaşmıştır. Sağ üst ikinci premolar diş ile birinci molar arasındaki alveolar çıkıntının bukkalindeki küçük bir alan ile ikinci premolar diş socketinin hemen palatinalindeki daha küçük bir alan da yüksek gerilmelerden etkilenmiştir. Üst birinci molar diş socketinin meziopalatinal duvarı hariç hemen her yeri ile ikinci molar diş socketinin bukkal ve mezial duvarlarında da yüksek çekme gerilmeleri gözlenmektedir. Pterigopalatin fossanın ön duvarında yani maksiller sinüsün arka duvarını oluşturan kompaktada ise orta şiddette çekme gerilmeleri oluşmuştur. Bu gerilmeler kafa tabanından ve pterigoid çıkıntılar üzerinden orbitanın arka duvarına kadar yukarıya ve zigomatik çıkıntının altından arkaya doğru minimal şiddette gerilmeler şeklinde iletilmiştir. Aynı zamanda sağ kanin ve birinci premolar dişlerin bulunduğu alveolar çıkıntı ile birinci molar diş çevresindeki alveolar kemiğin distopalatinalinde de minimum şiddette gerilmeler görülmektedir.



Şekil 40a. Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm)



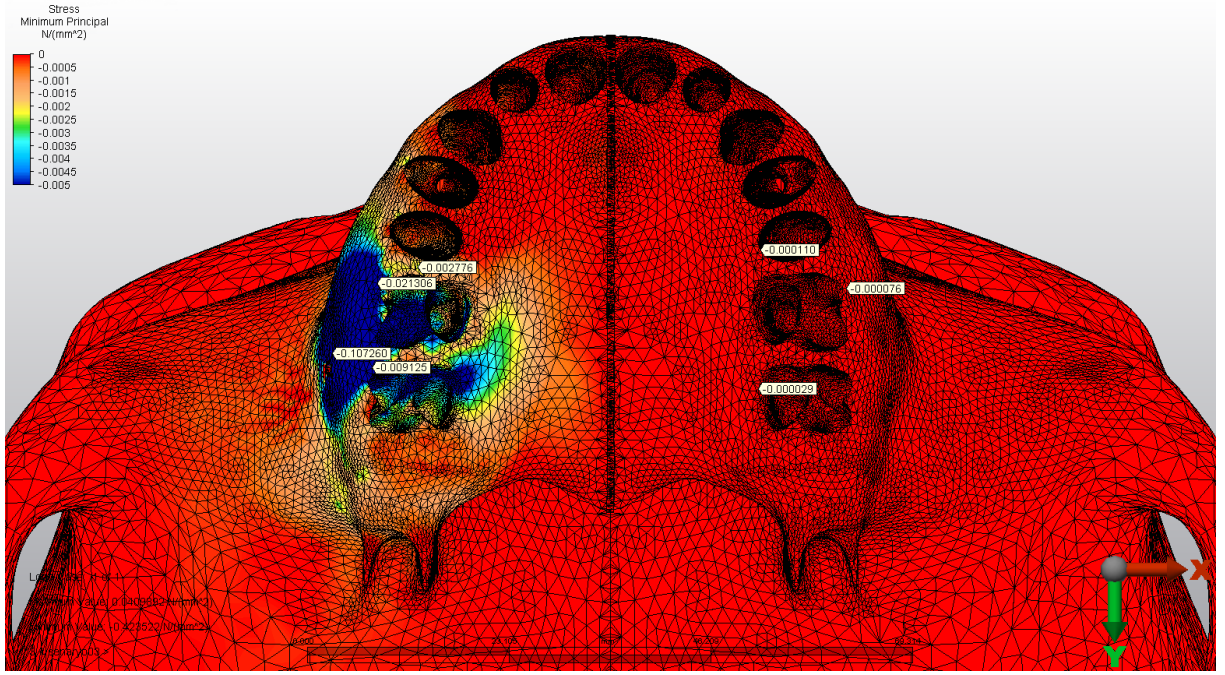
Şekil 40b. Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (sagittal görünüm)



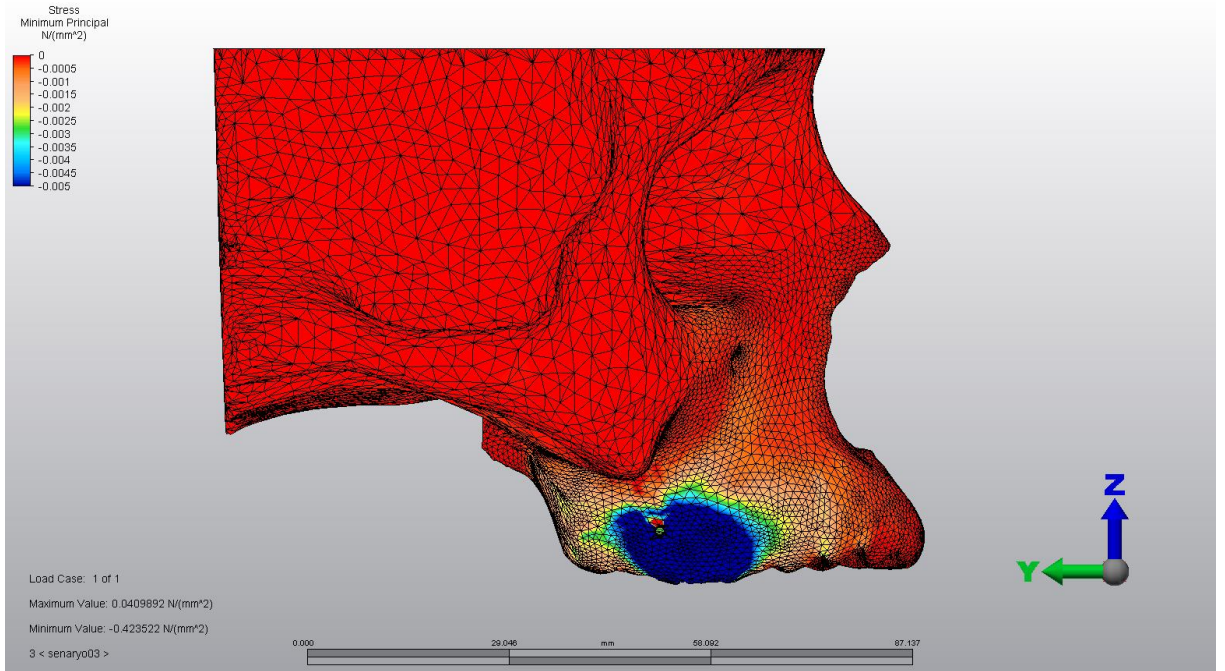
Şekil 40c. Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (frontal görünüm)

Basma gerilmelerinin ise daha dar bir alanda etki gösterdiklerini görmekteyiz. En yüksek değer yine bukkaldeki mini vidanın sınırında ölçülmüştür. Maksimum değerler mini vidanın inferioruna ve mezialine doğru devam etmiş ve birinci molar diş hizasındaki krete ulaşmıştır. İkinci molar dişin bulunduğu alveolar çıkıntının meziopalatinal köşesindeki küçük bir alanda da yüksek basma gerilmeleri görülmektedir. Bu noktadan median sutura ve meziale doğru orta şiddette değerlere düşüp sutura ulaşmadan sıfırlanmıştır. Sağ birinci molar diş socketinin meziobukkal bölgesi ve meziopalatinal duvarı ile sağ ikinci molar dişin mezial duvarında da yüksek basma gerilmeleri gözlenmektedir. Tüberin bukkodistal köşesi ile buraya bağlanan pterigoid kemiğin bukkalinde küçük alanlarda orta şiddetli gerilmeler oluşmuştur. Bu bölgenin geri kalanı yaygın şekilde minimal gerilmelere maruz kalmaktadır. Minimal gerilmelerin görüldüğü diğer alanlar ise; infrazigomatik bölgenin ön kısmı ile infraorbital foramen altı, birinci ve ikinci premolar dişlerin bulunduğu alveolar kemiğin bukkal kompaktası ve nazal septumun arka bölümüdür.

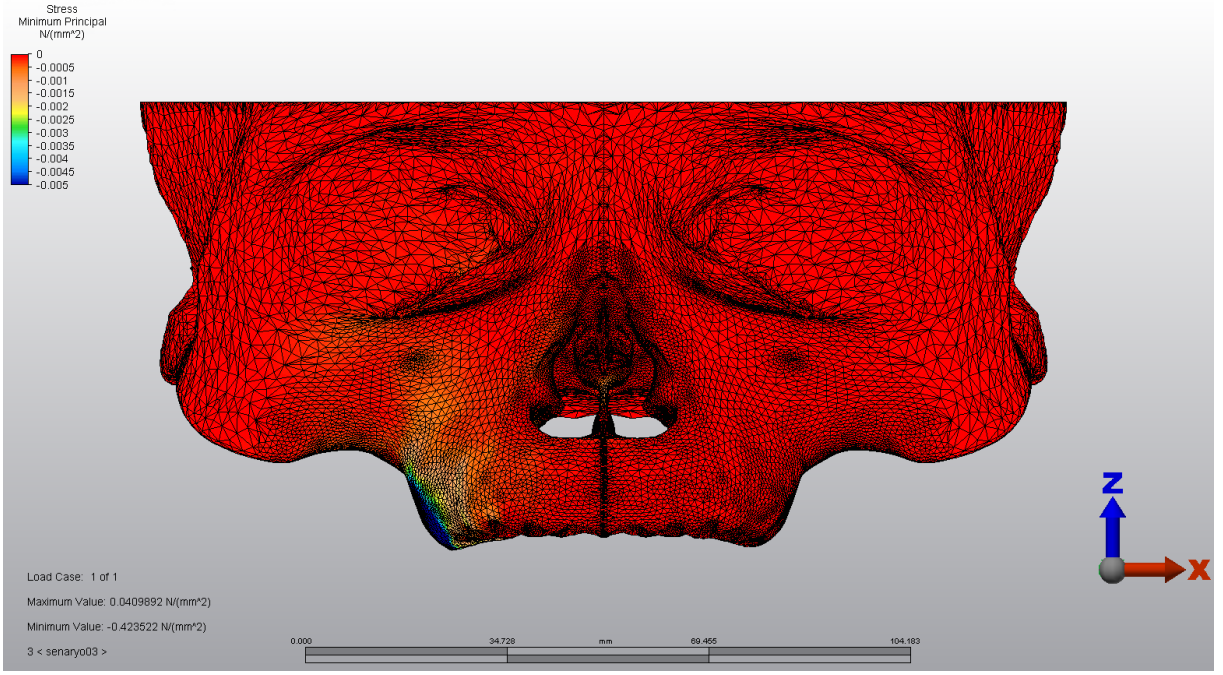




Şekil 41a. Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm)



Şekil 41b. Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (sagittal görünüm)

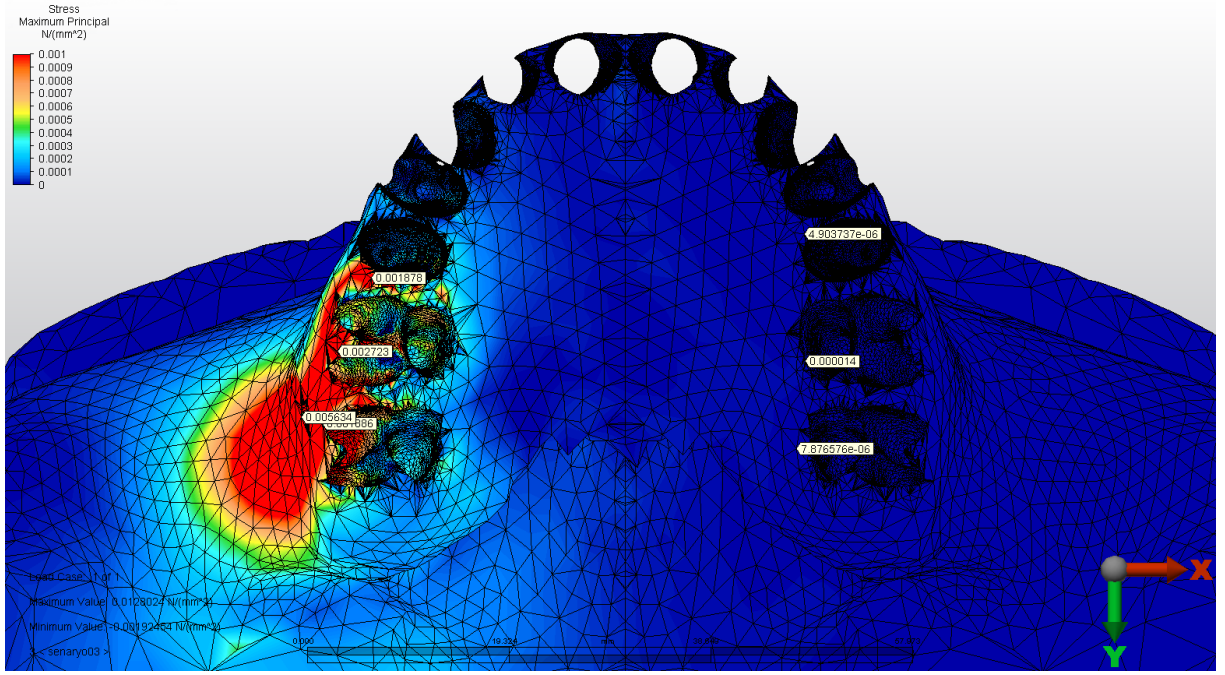


Şekil 41c. Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (frontal görünüm)

#### 4.3.4. Spongioz Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

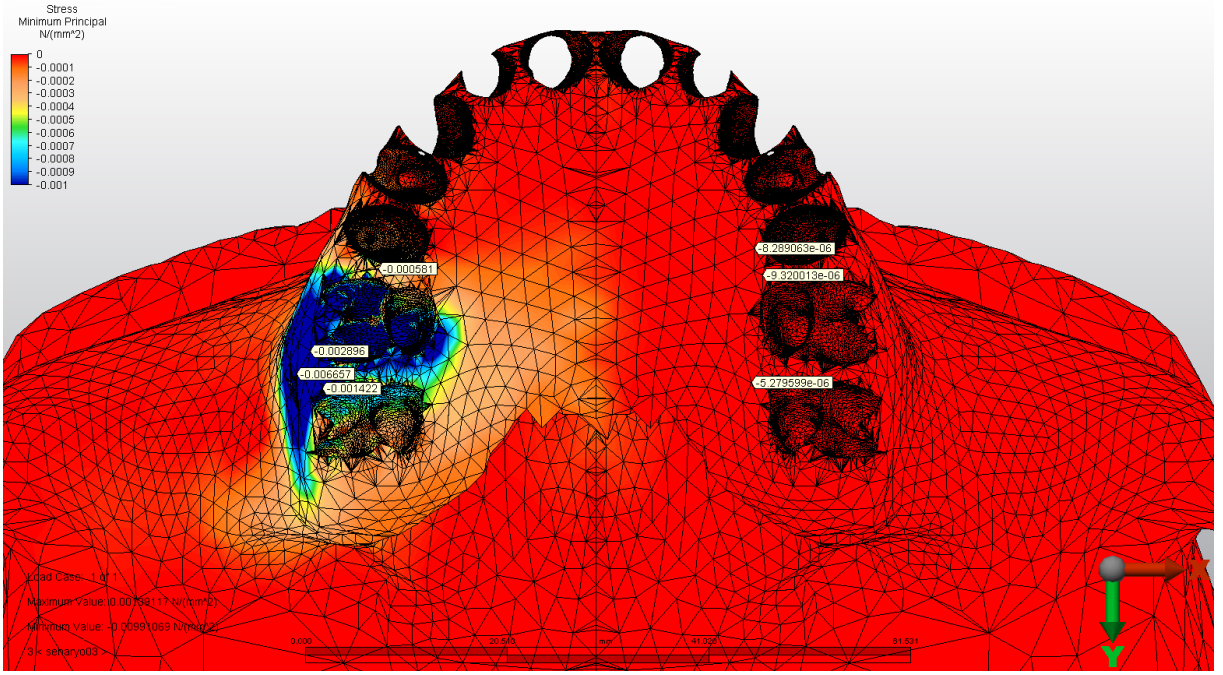
Bu modelde spongioz kemikte meydana gelen maksimum asal gerilmeler Şekil 42’de, minimum asal gerilmeler ise Şekil 43’te görülmektedir. Maksimum asal gerilmelerin yani çekme gerilmelerinin en yüksek değeri  $0,012 \text{ N/mm}^2$  olarak, minimum asal gerilmelerin yani basma gerilmelerinin en yüksek değeri ise  $0,009 \text{ N/mm}^2$  olarak bukkaldeki mini vidanın komşuluk ettiği kemik üzerinde ölçülmüştür.

Çekme gerilmeleri daha çok mini vida çevresinde, zigomatik çıkıntı ve tübere uzanan dairesel bir alan ile ikinci premolar dişin distalinden itibaren molar dişlerin de içinde bulunduğu alveolar çıkıntının bukkal kısmında maksimum seviyelerde görülmektedir. Birinci ve ikinci molar diş soketlerinin mezialleri de yüksek gerilmelerden etkilenmiştir. Sağ posterior dişlerin palatinali ile tüber bölgesi ve zigomatik çıkıntının alt sınırlarında minimal şiddetteki çekme gerilmeleri devam etmiştir.



Şekil 42. Üçüncü modelde spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler

Spongios kemikte meydana gelmiş basma gerilmeleri ise daha çok mini vida çevresi ile birinci molar diş soketi ve alveolar kemiğinde etkili olmuştur. İkinci molar diş soketinin meziobukkal köşesi de yüksek gerilmeler göstermektedir. Bu dişin alveolar kemiğinin bukkali ile distopalatal köşesinde orta şiddetli basma gerilmeleri meydana gelmiştir. İkinci premolar dişin posteriorundan itibaren karşı maksillaya kadar ki tüm alanda, tüber bölgesinde ve bukkalde infrazigomatik bölgede minimal gerilmeler etkisini sürdürmüştür.



Şekil 43. Üçüncü modelde spongiöz kemikte oluşan minimum asal gerilmeler

#### 4.4. Dördüncü Modele Ait Bulgular

Bu model setinde sarkık sağ üst birinci molar diş sadece palatinalden uygulanan 100 gram kuvvet intrüzyon kuvvetine maruz kalmaktadır. Sert damağa uygulanmış iki adet mini vidadan destek alan Mousetrap apareyi Wilmes ve diğerlerinin tarifine uygun olacak şekilde modellenmiştir (Wilmes ve diğerleri, 2018). Sağ üst birinci molar dişin devrilmesini önlemek amacıyla bu diş sol üst birinci molar dişle bir TPA aracılığıyla rijit şekilde bağlıdır.

##### 4.4.1. Yer Değiştirme Bulguları

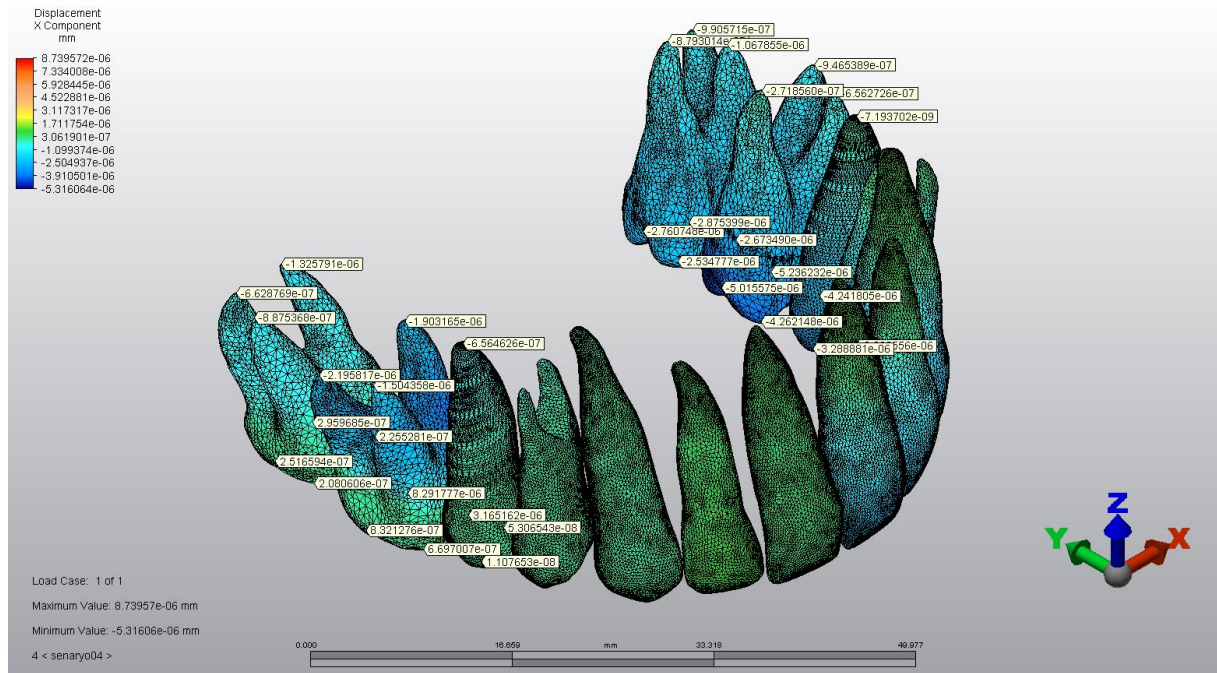
Dördüncü modele ait yer değiştirme bulguları üç ayrı eksen ve bunların bileşkesi olmak üzere dört başlık altında incelenecektir.

#### 4.4.1.1. Transversal Düzlemdeki (X eksen) Yer Değişiklikleri

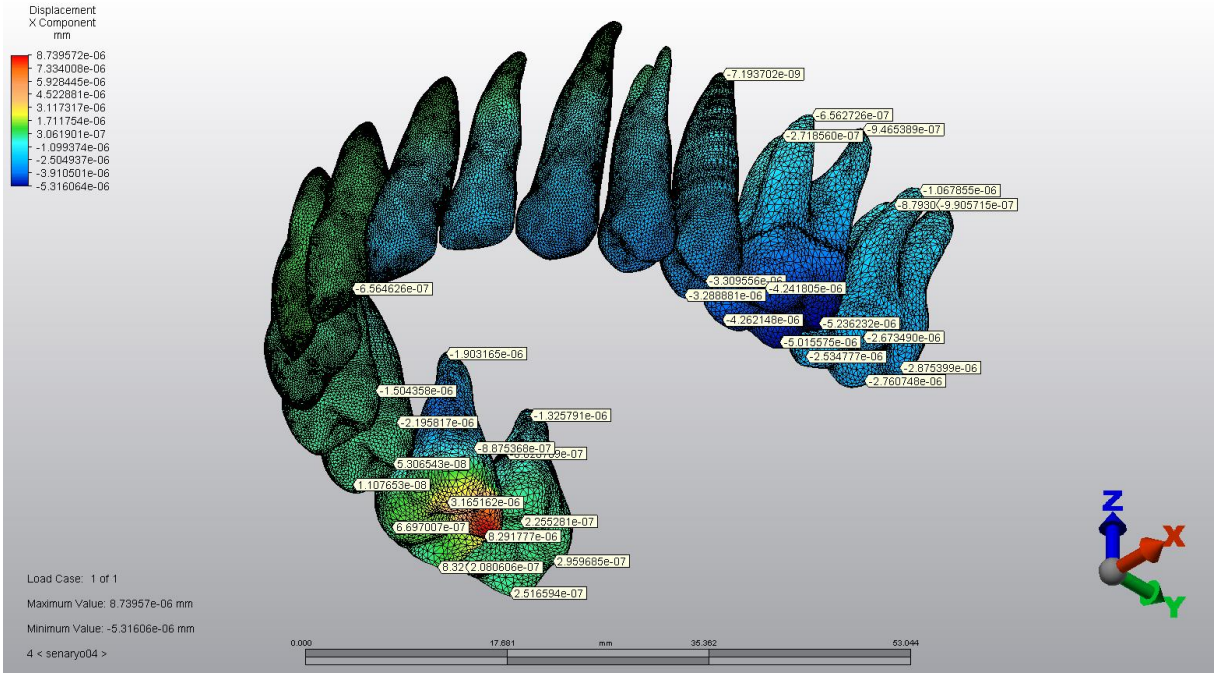
Bu düzlemde görülen en büyük yer değişikliği sağ üst birinci molar dişin distopalatinal tüberkül tepesinde palatinal yönde gerçekleşmiştir (8,7 nm). Bu hareket bukkale, meziale ve apikale doğru azalmış ve dişin servikal hattında yön değiştirmiştir. Dişin tüm köklerinde homojen sayılabilecek hafif miktarda bukkale yer değişikliği görülmektedir. Aynı tarafta ikinci molar dişte birinci molar dişine benzer şekilde ancak daha az miktarlarda oklüzal yüzeyde palatinal, köklerde ise bukkale hareket tespit edilmiştir (Şekil 44a ve 44b).

Sol ikinci molar dişin oklüzal yüzeyi boyunca ise kök ucuna doğru azalarak sıfırlanan bir palatinal hareket görülmektedir. Palatinal yönde görülen en büyük yer değişikliği bu bölgede -5,3 nm olarak ölçülmüştür.

Bu düzlemde aynı zamanda sağ santral ve lateral dişlerde tüm dişler boyunca minimal meziale hareket meydana gelmiş, buna karşın sol santral, lateral, kanin ve birinci premolar dişlerin köklerinde çok az distale ve bukkale; kuronlarında da çok az meziale ve palatinal hareket gerçekleşmiştir.



Şekil 44a. Dördüncü modelde transversal düzlemdeki yer değişiklikleri (apikal görünüm)

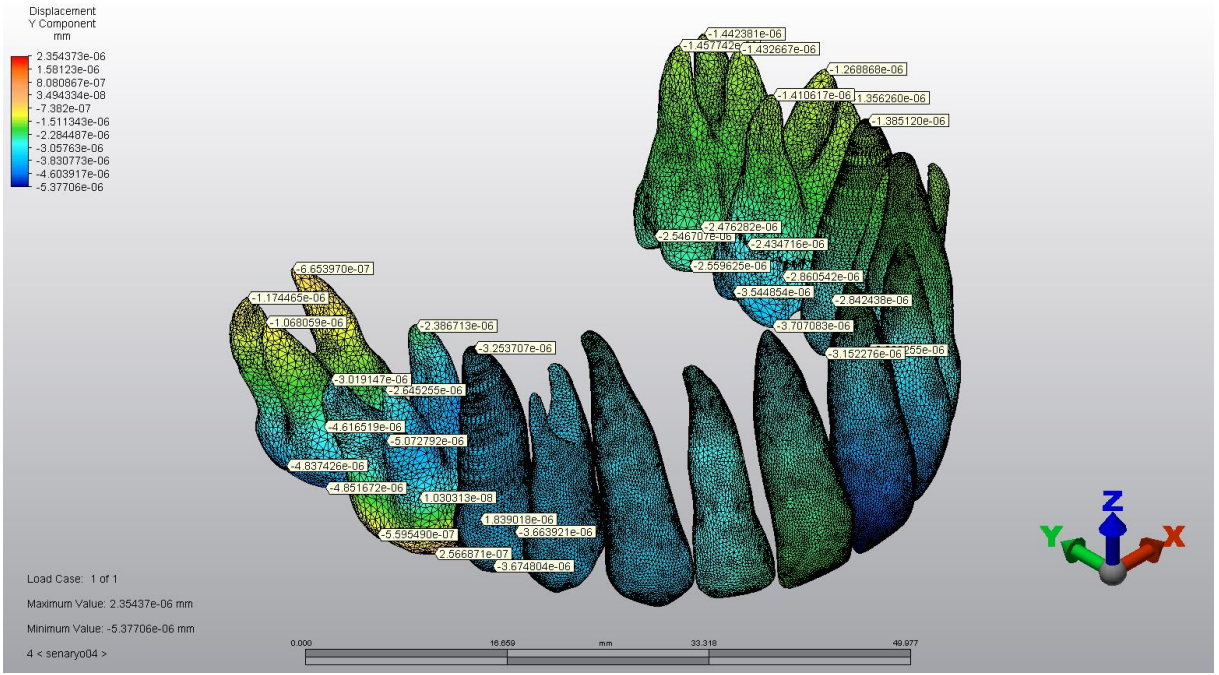


Şekil 44b. Dördüncü modelde transversal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)

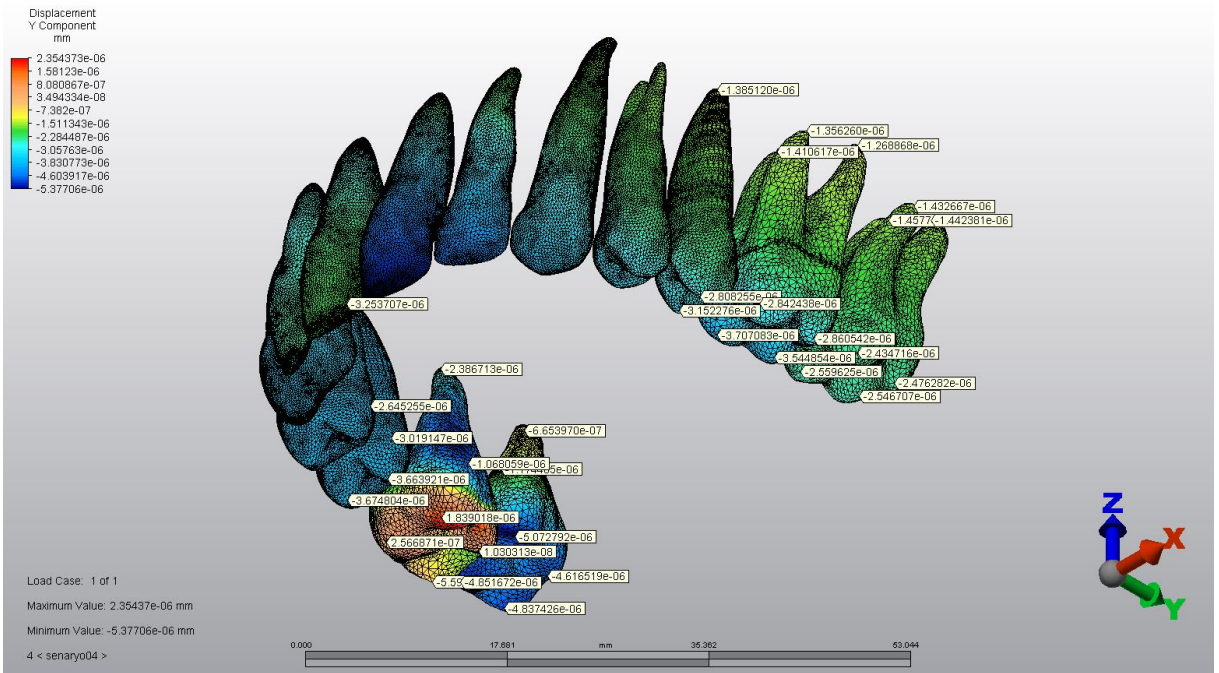
#### 4.4.1.2. Sagittal Düzlemdeki (Y Eksen) Yer Değiş-tirmeler

Bu düzlemde distal yönde görülen en büyük yer değiştirme sağ üst birinci moların meziopalatinal tüberkülünde meydana gelmiştir (2,3 nm). Bu dişte distopalatinal ve meziobukkal tüberkülünde de azalan miktarlarda distale hareket devam etmiştir. Dişin geri kalanında apikal ve palatinal yönde artan meziale hareket söz konusudur. Mezial yöndeki en dikkat çekici hareket ise sağ ikinci molar dişin oklüzal yüzeyinde gerçekleşmiştir (-5,3 nm). Bu hareket apikal yönde azalarak devam etmiş ve minimum değerlere ulaşmıştır. Sol birinci molar dişte de benzer hareket daha az şiddetlerde görülmektedir (Şekil45a ve 45b).

Sagittal düzlemde gerçekleşen başka bir bulgu da sol santral, lateral ve kanin diş kuronlarında, santral diştten sol posterior segmente azalacak şekilde gerçekleşmiş protrüziv hareketlerdir. Bu hareketler dişlerin köklerine doğru azalmaktadır.



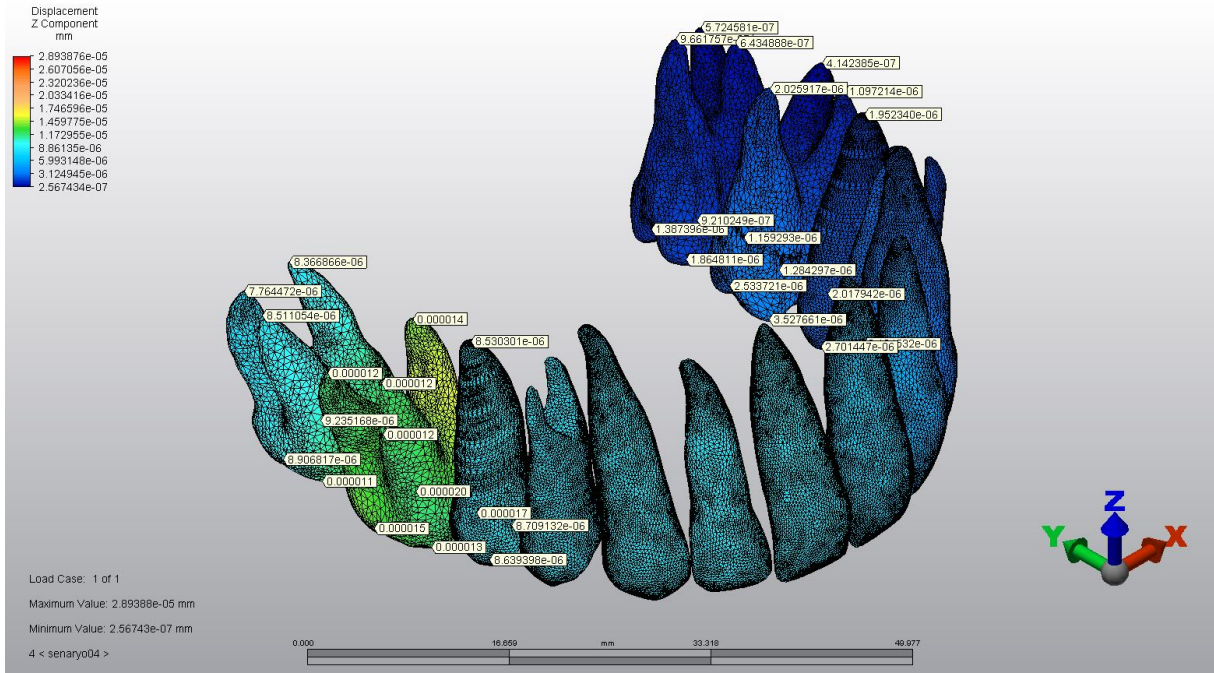
Şekil 45a. Dördüncü modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm)



Şekil 45b. Dördüncü modelde sagittal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)

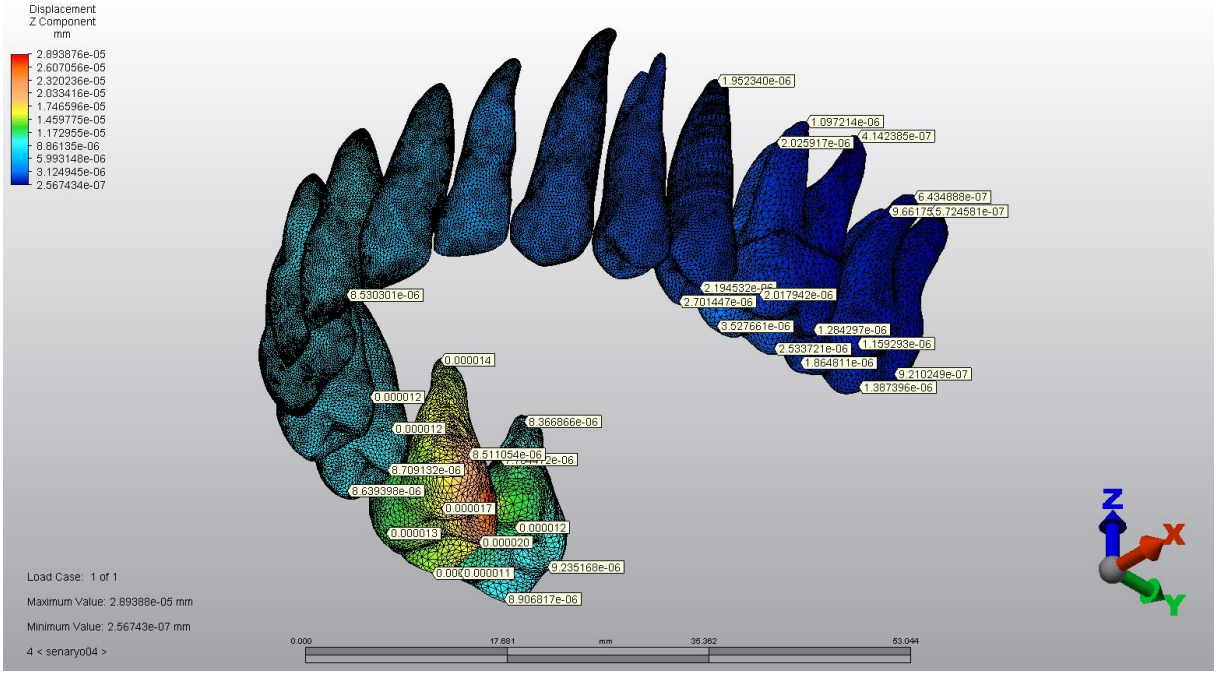
#### 4.4.1.3. Vertikal Düzlemdeki (Z Eksen) Yer Değişirmeler

Dördüncü modelin vertikal düzleminde sadece pozitif değerler, yani intrüzyon gözlenmektedir. En büyük miktardaki yer değiştirme de yine sağ birinci moların distopalatinal tüberkülünde meydana gelmiştir (28 nm). Bu durum meziale, bukkale ve apikale doğru bir miktar azalmış ancak diş boyunca orta değerlerde devam etmiştir. Komşu ikinci molar dişte de kuronunun mezialinde daha belirgin olacak şekilde geri kalan kısmında da homojen sayılabilecek intrüzyon hareketi görülmektedir. Maksiller dentisyonun sağ kadrantındaki diğer tüm dişler de minimal seviyelerde intrüzyon hareketi göstermekte, sol kadrantında belirgin bir diş hareketi görülmemektedir (Şekil 46a ve 46b).



Şekil 46a. Dördüncü modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (apikal görünüm)



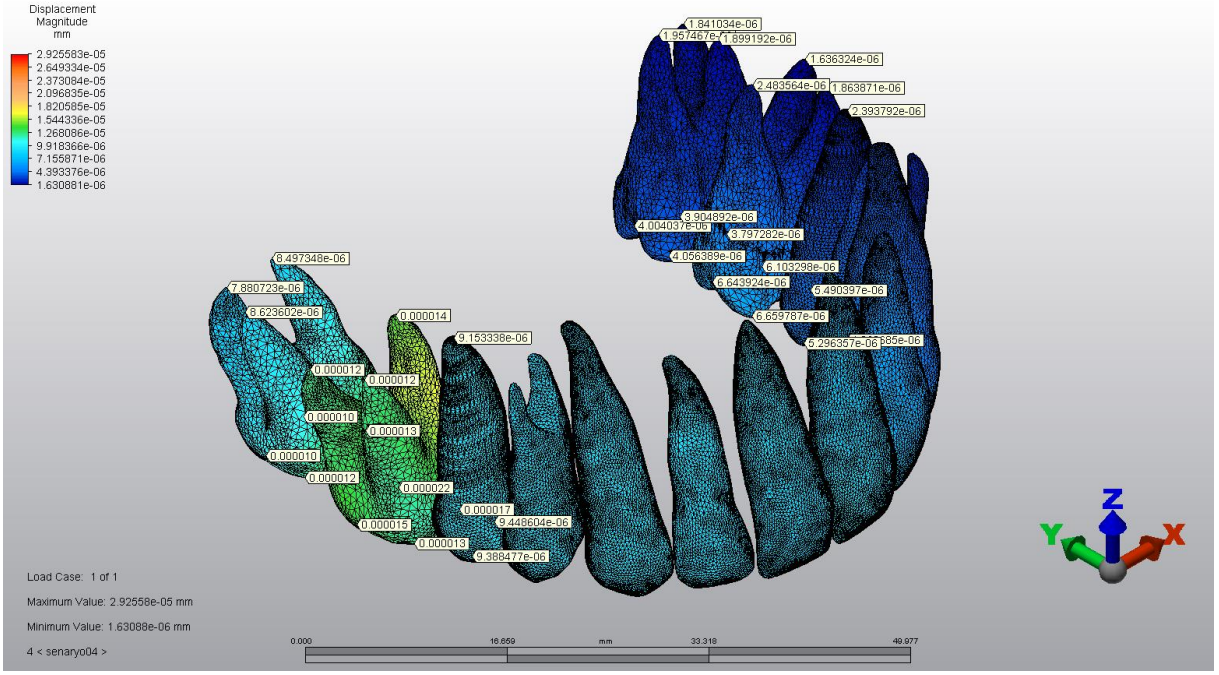


Şekil 46b. Dördüncü modelde vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler (oklüzal görünüm)

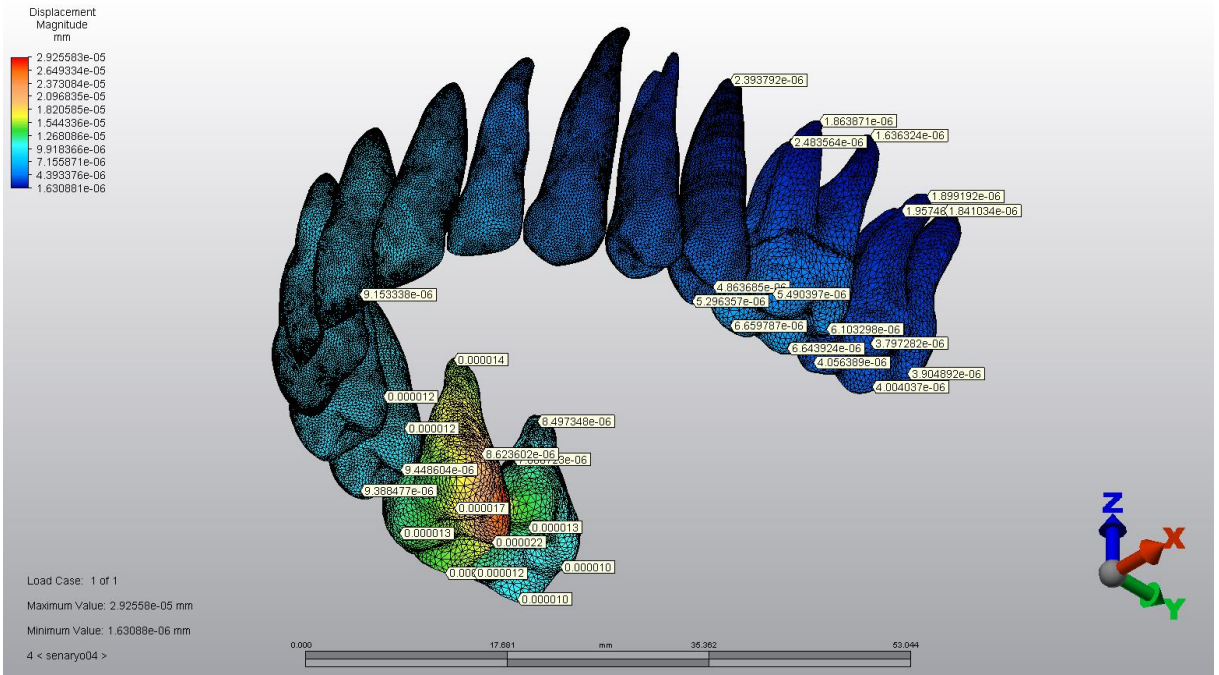
#### 4.4.1.4. Toplam Yer Değiştirme Bulguları

Diğer tüm düzlemleri ve total yer değiştirme miktarlarını göz önüne aldığımızda ise sağ birinci molar dişin, kuronunun bir miktar distale ve bir miktar palatine devrilerek intrüze olduğunu gözlemlemekteyiz. Sağ maksiller ikinci molar dişte de mezial yarısında daha belirgin olmak üzere ikinci en çok yer değiştirme bulguları tespit edilmiştir (29 nm). Arkın geri kalanında sağdan sola doğru gittikçe azalan yaklaşık 1 nm şiddetinde hareketler görülmektedir (Şekil 47a ve 47b).

Sagittal ve transversal yönlerde sol santral diş başta olmak üzere anterior ve premolar dişlerde meydana gelmiş hareketler toplam yer değiştirme görsellerine yansımamış; dolayısıyla dikkate değer bulunmamıştır.



Şekil 47a. Dördüncü modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (apikal görünüm)

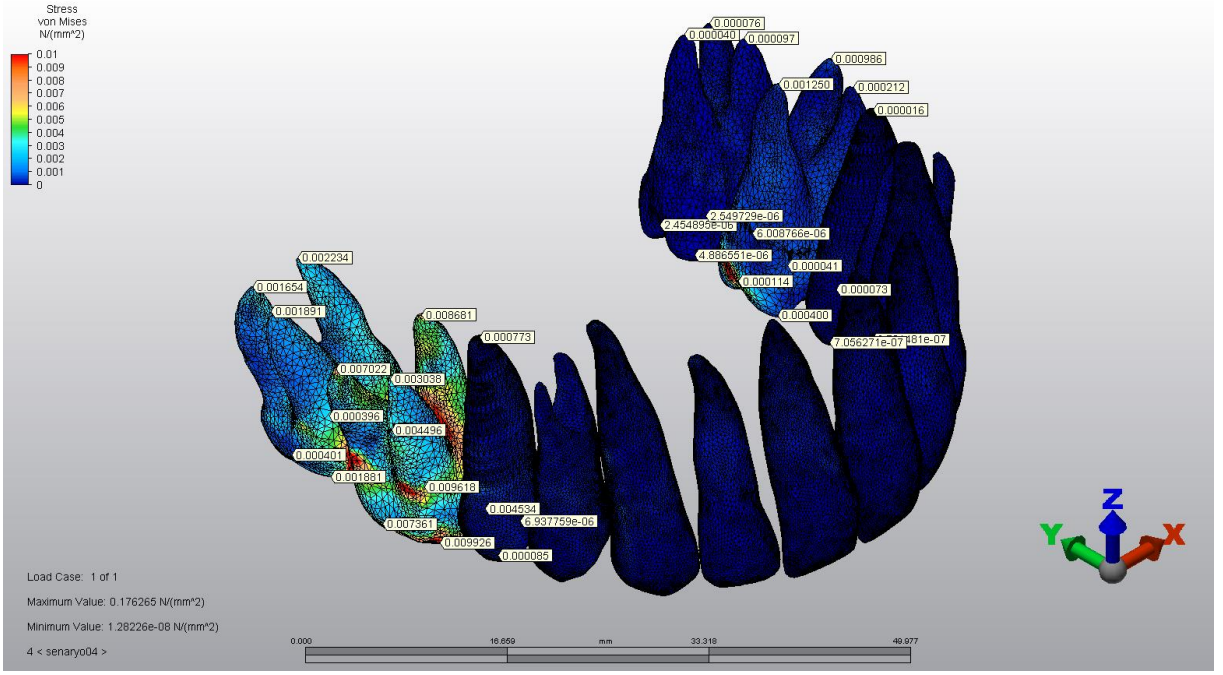


Şekil 47b. Dördüncü modelde dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşkesi (oklüzal görünüm)

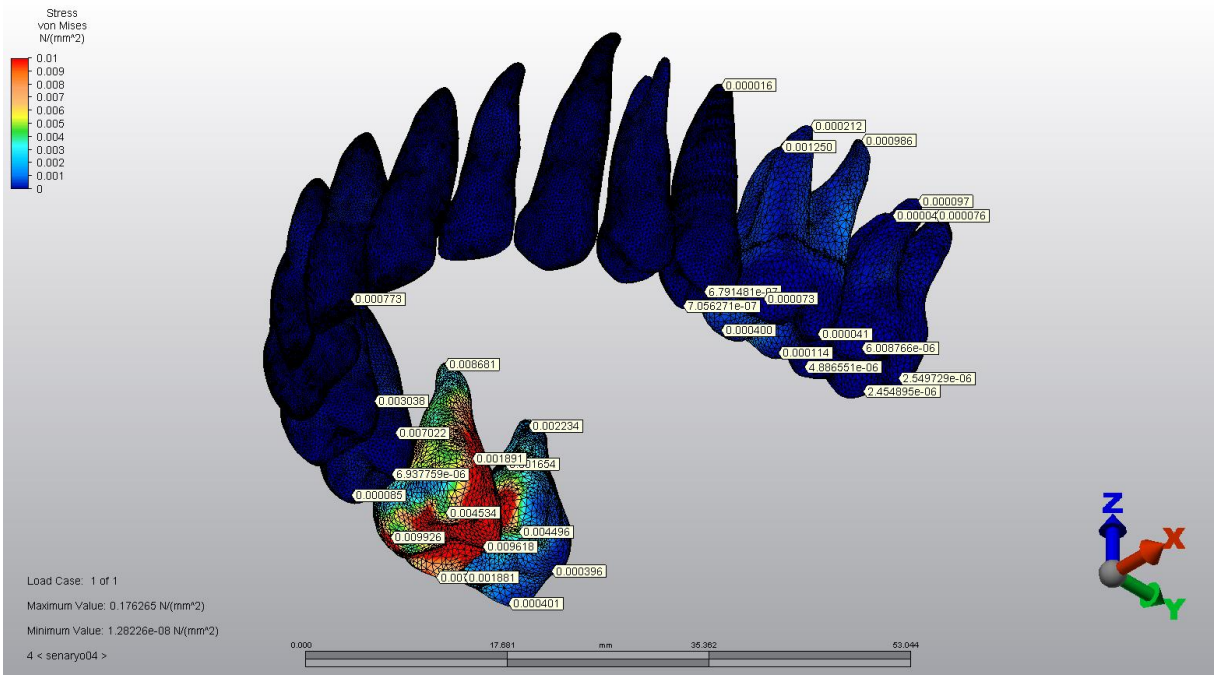
#### 4.4.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

Dördüncü senaryoda dişler üzerinde ölçülen von Mises gerilmeleri Şekil 48a ve Şekil 48b'de görülmekte olup maksimum değer  $0,17 \text{ N/mm}^2$  olarak tespit edilmiştir. Maksimum değer tespit edildiği nokta ise sağ birinci molar dişin palatinal sheatinin denk geldiği bölgededir. Bu model setinde sağ birinci ve ikinci molar ile sol birinci molar diş dışındaki hiçbir dişte von Mises gerilmesi tespit edilmemiştir.

Sağ birinci molar dişte dişin distal, palatinal ve oklüzal kısımlarında yüksek gerilmeler bulunmaktadır. Palatinal kökün orta ve servikal üçlüsünün distal yarısı boyunca distopalatinal tüberküle uzanan yüksek gerilmeler meziale ve apikale doğru azalır ve minimal değerlere yaklaşmıştır. Bu dişin trifurkasyon bölgesi de köklerin orta üçlüsüne kadar yüksek gerilmelere maruz kalmıştır. Bukkalde molar bantının sınırlarını oluşturan bölgeler, yani dişin servikal hattında iki küçük bölge ile bukkal tüberküllerin bukkal yüzeyleri de benzer şekilde etkilenmiştir. Sağ ikinci molar dişin de birinci molar ile kontakta bulunan mezial yüzeyi yüksek gerilme göstermekte olup dişin distaline ve apikaline doğru azalarak minimal değerlere yaklaşmıştır. Sol birinci molarda ise sadece TPA'nın bağlandığı palatinal yüzeyde maksimum gerilme alanları tespit edilmiş olup dişin geri kalan tüm bölgelerinde minimum gerilmeler görülmektedir.



Şekil 48a. Dördüncü modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (apikal görünüm)

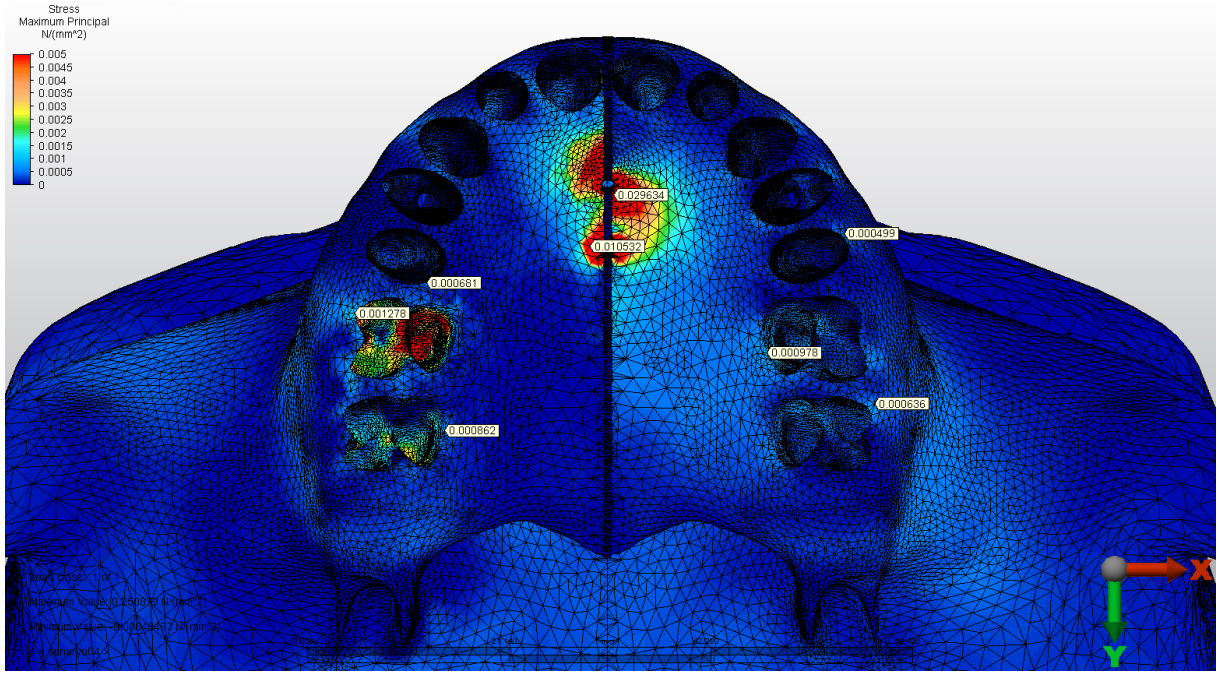


Şekil 48b. Dördüncü modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmeleri (oklüzal görünüm)

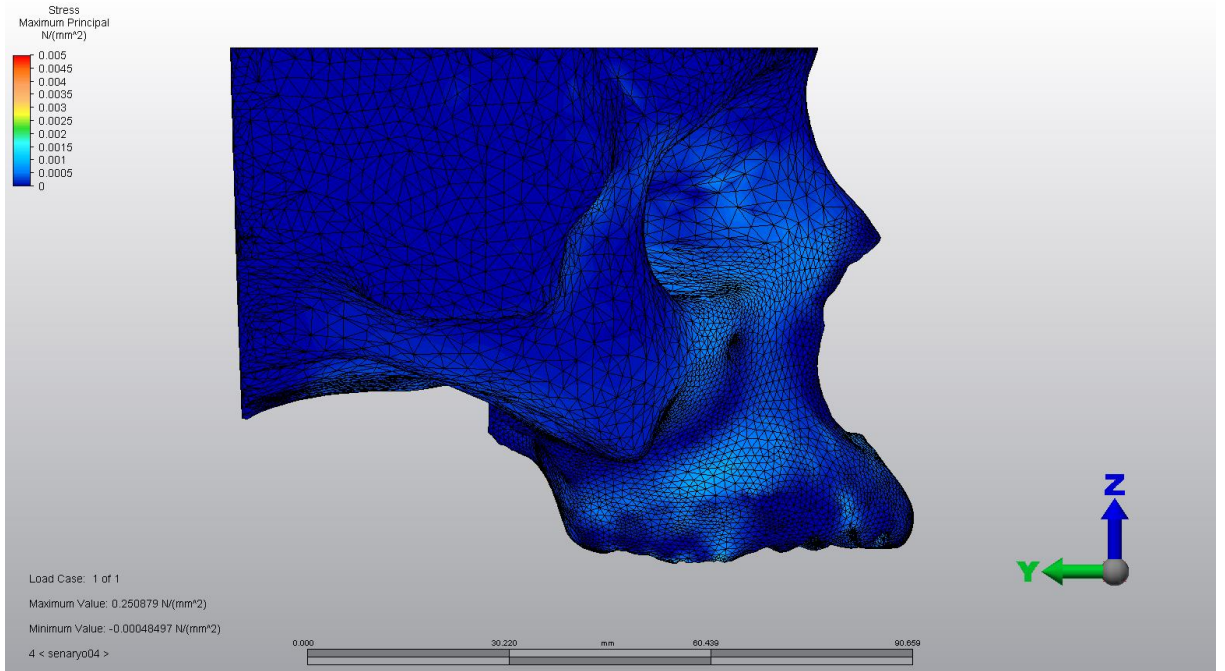
#### 4.4.3. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

Dördüncü senaryoda kortikal kemikte meydana gelmiş maksimum asal gerilmeler Şekil 49a, Şekil 49b ve Şekil 49c'de; minimum asal gerilmeler ise Şekil 50a, Şekil 50b ve Şekil 50c'de görülmektedir. Ölçülmüş en yüksek çekme gerilmesi değeri  $0,25 \text{ N/mm}^2$ , en yüksek basma gerilmesi değeri de  $0,1 \text{ N/mm}^2$ 'dir.

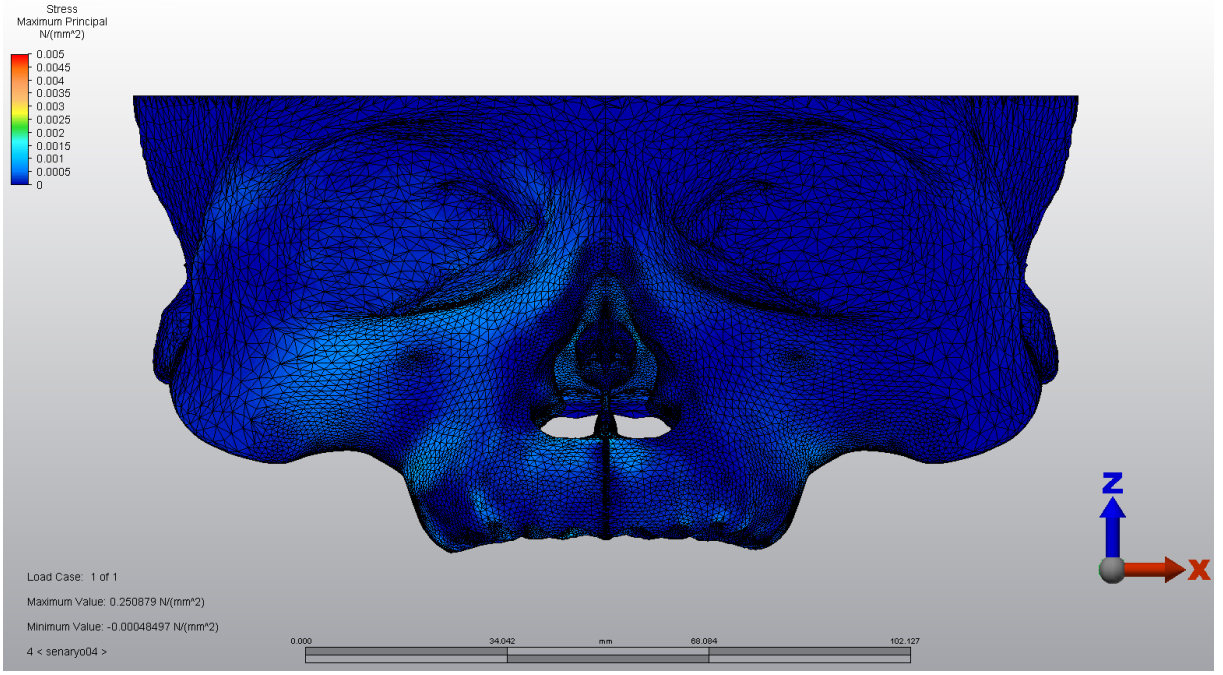
En yüksek çekme gerilmesinin ölçüldüğü nokta, öndeki mini vida ile temasta olan kemiğin sağ maksilla üzerindeki kısmındadır. Bu mini vida çevresindeki kemikte suturun sağındaki kısımda vidanın önünde kalan yarım daire şeklindeki alanda, suturun solundaki kısımda ise vidanın arkasında kalan yarım daire şeklindeki alanda, arkadaki mini vidanın çevresinde ise hemen hemen simetrik bir daire şeklindeki alanda ve de sağ birinci molar diş socketinin palatinal kısmı ile meziobukkal duvarında yüksek gerilme alanları görülmektedir. Her iki mini vida arasındaki bölgenin solunda kalan kısmında, birinci molar diş socketinin bukkalinde ve ikinci molar diş socketinin distopalatinalinde ise orta şiddette çekme gerilmeleri meydana gelmiştir. Sert damakta yüksek gerilme alanlarının çevresinde, sol maksillanın palatinal çıkıntısında, sol maksillanın infrazigomatik bölgesinde, nazal kavitenin tavanında, sağ orbital çukurun tabanı ile infraorbital kenarında, sağ nazal kemikte, sağ maksillanın alveolar çıkıntısının birinci molar ve ikinci premolar diş kökleri hizasındaki alanda minimal çekme gerilmeleri görülmektedir.



Şekil 49a. Dördüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm)

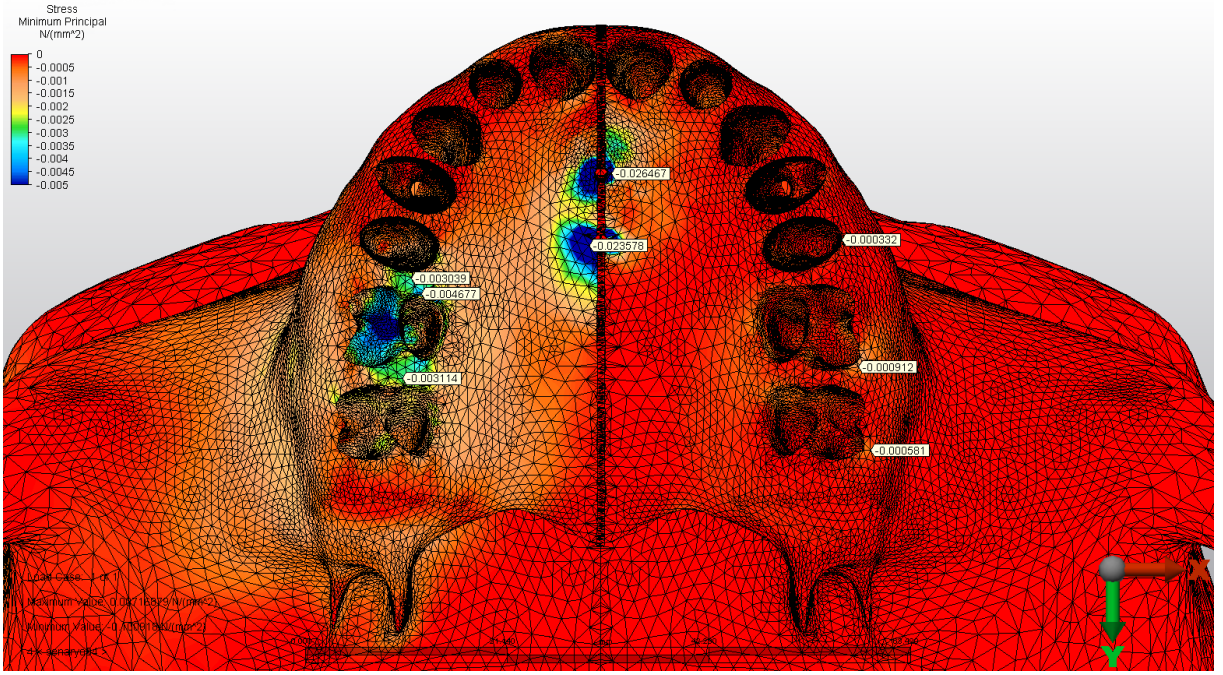


Şekil 49b. Dördüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (sagittal görünüm)

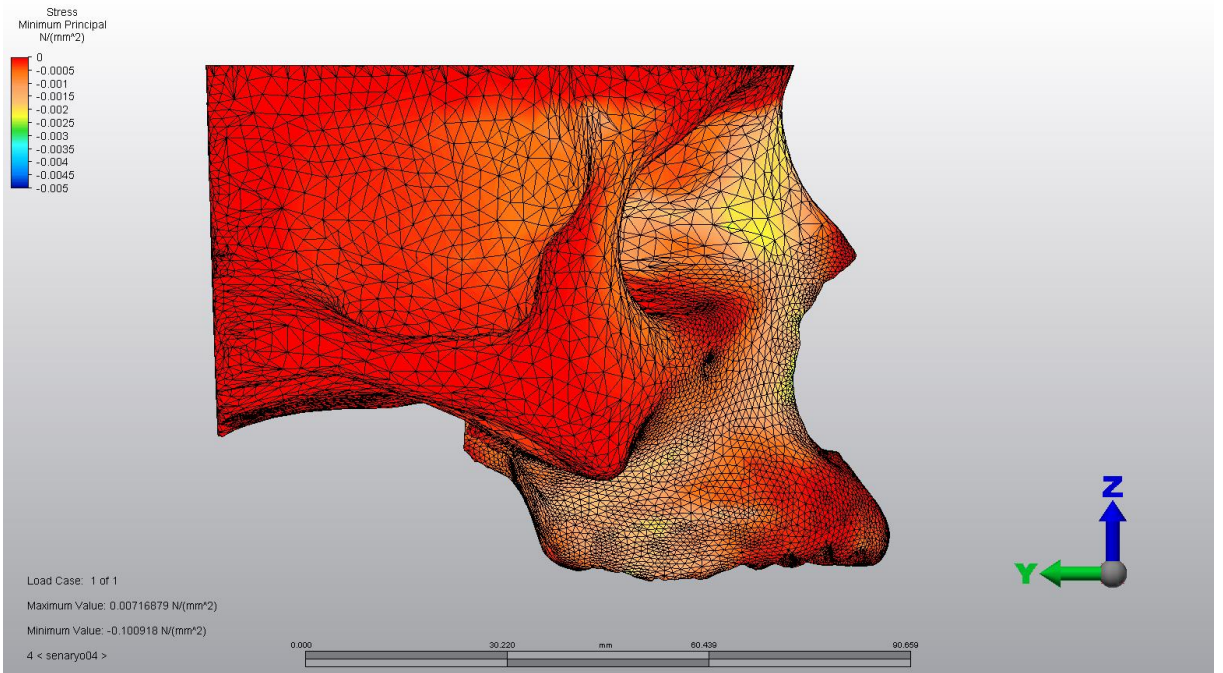


Şekil 49c. Dördüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler (frontal görünüm)

Basma gerilmelerinin en yüksek değerde ölçüldüğü nokta, öndeki mini vidanın sol maksilla üzerinde temas ettiği kompaktadadır. Her iki mini vida çevresinde çekme gerilmelerine kıyasla daha dar dairesel alanlarda, sağ birinci molar diş soketinin furkasyon bölgesinin bukkalinde ve de nazal septumun orta hizasında yüksek basma gerilmeleri tespit edilmiştir. Bu yüksek gerilme alanlarının çevrelerine ek olarak birinci molar dişin bulunduğu kret üzerinde, apertura piriformisin sağ kenarı ile nazal kavitenin sağ duvarında ve sağ nazal kemik üzerinde orta şiddetteki gerilmeler gözlenmektedir. Minimal şiddetteki basma gerilmeleri ise daha çok sağ maksillada sağ posterior alveolar çıkıntıda hem bukkal hem de palatinalde, infrazigomatik ve infraorbital bölgede, frontal çıkıntı üzerinde, sağ pterigoid kemikte, sol nazal kemikte, apertura piriformisin solunda, burun kavitesinin sağ dış duvarında, sağ orbitanın arka ve dış yan duvarı ile lateral köşesinde izlenmektedir.

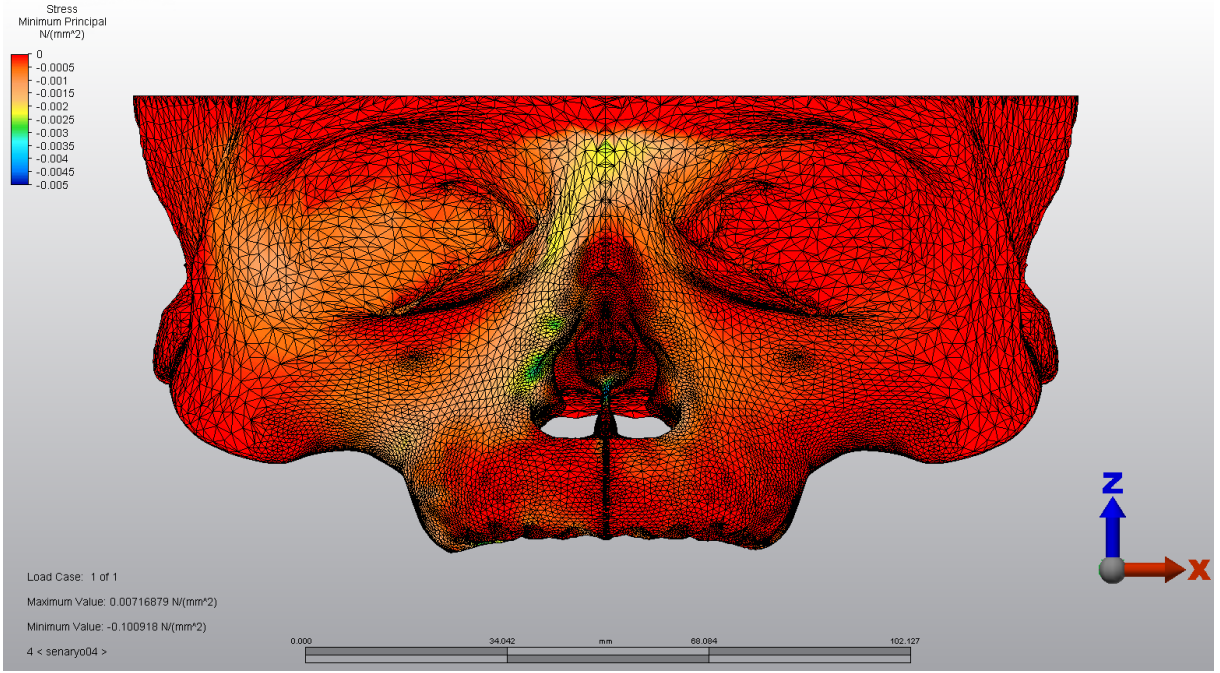


Şekil 50a. Dördüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (oklüzal görünüm)



Şekil 50b. Dördüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (sagittal görünüm)



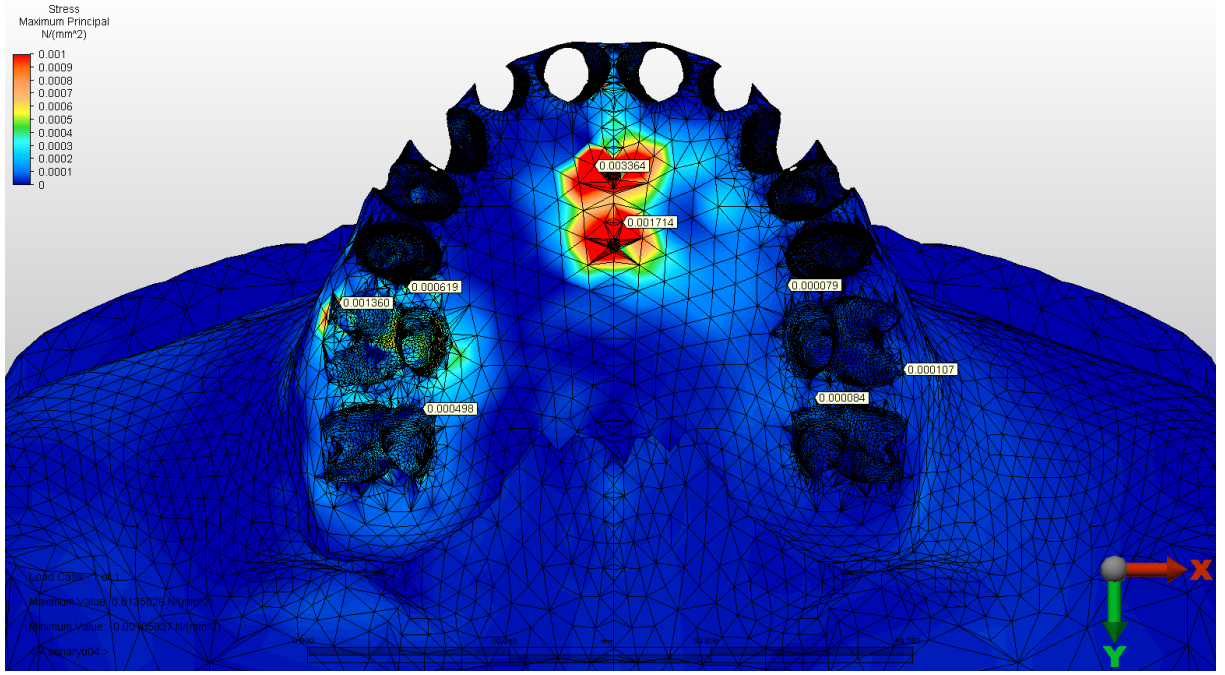


Şekil 50c. Dördüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler (frontal görünüm)

#### 4.4.4. Spongioz Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

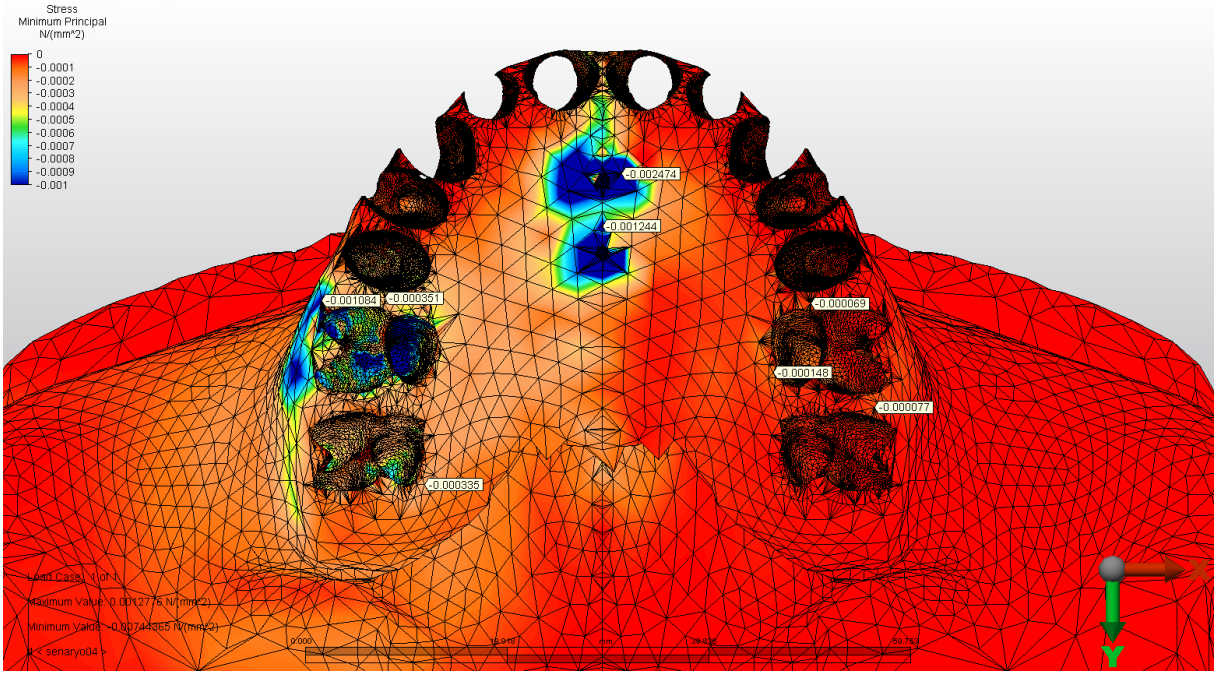
Dördüncü modelin spongioz kemiğinde meydana gelen maksimum asal gerilmeler Şekil 51’de, minimum asal gerilmeler ise Şekil 52’de görülmektedir. Ölçülen en yüksek çekme gerilme değeri 0,013 N/mm<sup>2</sup>, en yüksek basma gerilme değeri ise 0,007 N/mm<sup>2</sup>’dir.

En yüksek çekme gerilme değeri öndeki mini vidanın temas ettiği sol maksilla üzerinde, en yüksek basma gerilme değeri de öndeki mini vidanın temas ettiği sağ maksilla üzerinde ölçülmüştür. Çekme gerilmeleri her iki mini vida çevresinde küçük dairesel alanlarda yoğunlaşmıştır. Ek olarak sağ birinci molar dişin meziobukkal kökünün bukkalindeki alveolar kemiğin aynı dişin soketiyle birleştiği noktada da yüksek gerilme görülmektedir. Aynı dişin soketinin furkasyon bölgesi ile palatinal duvarı ve palatinal alveolar kemikle birleştiği noktada ve yüksek gerilme bölgelerinin çevrelerinde orta şiddette çekme gerilmeleri meydana gelmiştir. Minimal gerilmeler ise sağ birinci ve ikinci moların bulunduğu alveolar çıkıntı ile sert damakta, sol maksillanın anterior dişleri çevreleyen alveolar çıkıntısının palatinal kısmında izlenmektedir.



Şekil 51. Dördüncü modelde spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler

Spongioz kemikteki basma gerilmeleri de çekme gerilmelerine benzer şekilde meydana gelmiştir. Her iki mini vidanın çevresinde, sağ birinci molar diş çevresindeki alveolar kemiğin bukkalinde, bu diş socketinin furkasyon bölgesi, meziobukkal duvarı ve palatinalinde yüksek basma gerilmesi alanları görülmektedir. Orta şiddetteki gerilmeler bu bölgelerin sınırları ile insiziv kanal üzerinde, sağ ikinci molar diş socketinin apikalinde ve bu diş çevresindeki alveolar kemiğin bukkalinde meydana gelmiştir. Sağ maksillanın hemen her bölgesinde zigomatik çıkıntı, nazal septum, burun boşluğunun sağ dış duvarı ve alveolar çıkıntı ile palatinal çıkıntının tamamını içine alan geniş alanda minimal basma gerilmeleri gözlenmektedir.



Şekil 52. Dördüncü modelde spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilmeler

#### 4.5. Modellerin Karşılaştırılması

Daha kolay anlaşılabilmesi için dişler üzerinde ölçülen en yüksek von Mises gerilme değerleri Tablo 3'te, kortikal ve spongioz kemikler üzerinde ölçülen en büyük çekme ve basma gerilme değerleri ise Tablo 4'te özetlenmiştir.

En yüksek von Mises gerilmesi birinci modelde  $0,33 \text{ N/mm}^2$  olarak, en düşük von Mises gerilmesi ise  $0,17 \text{ N/mm}^2$  olarak dördüncü modelde ölçülmüştür.

Kortikal kemikte meydana gelen en büyük maksimum asal gerilme değeri  $0,91 \text{ N/mm}^2$  olarak ve en büyük minimum asal gerilme değeri de  $0,80 \text{ N/mm}^2$  olarak ikinci modelde tespit edilmiştir. En yüksek maksimum asal gerilmeler arasında en düşük olan değer  $0,033 \text{ N/mm}^2$  olarak, en yüksek minimum asal gerilmeler arasında en düşük olan değer de  $0,036 \text{ N/mm}^2$  olarak ilk modelde ölçülmüştür.

Spongioz kemikte meydana gelen en büyük maksimum asal gerilme değeri  $0,024 \text{ N/mm}^2$  olarak ve en büyük minimum asal gerilme değeri de  $0,012 \text{ N/mm}^2$  olarak birinci

senaryoda ölçülmüştür. En yüksek maksimum asal gerilmeler arasında en düşük olan değer 0,012 N/mm<sup>2</sup> olarak üçüncü modelde; en yüksek minimum asal gerilmeler arasında en düşük olan değer de 0,007 N/mm<sup>2</sup> olarak dördüncü modelde tespit edilmiştir.

Tablo 3. Dişler üzerinde ölçülen en yüksek von Mises gerilme değerleri

	1. Senaryo	2. Senaryo	3. Senaryo	4. Senaryo
<b>von Mises Değeri</b>	0,33 N/mm <sup>2</sup>	0,19 N/mm <sup>2</sup>	0,18 N/mm <sup>2</sup>	0,17 N/mm <sup>2</sup>

Tablo 4. Kortikal ve spongioz kemikte ölçülen en yüksek çekme ve basma gerilme değerleri

	1. Senaryo		2. Senaryo		3. Senaryo		4. Senaryo	
	Maks	Min	Maks	Min	Maks	Min	Maks	Min
<b>Kortikal Kemik</b>	0,033	0,036	0,91	0,80	0,38	0,42	0,25	0,10
<b>Spongioz Kemik</b>	0,024	0,012	0,015	0,008	0,012	0,009	0,013	0,007

(N/mm<sup>2</sup> cinsindedir, Maks: maksimum asal gerilme, Min: minimum asal gerilme)

## 5. TARTIŞMA

### 5.1. Amacın Tartışılması

Diş kaybı paternleri ortalama ömrün uzamasıyla değişime uğramakta ve giderek daha çok erişkin hasta kompleks problemler sebebiyle dental kliniklere başvurmaktadır. Dolayısıyla diş hekimlerinin, posterior diş kaybı sebebiyle karşılıksız kalmış dişlerin yol açtığı vertikal uyumsuzluklara sahip hastalarla karşılaşma sıklıkları artmaktadır (Craddock ve Youngson, 2004). Birinci büyük azı dişleri ağıza ilk süren dişler olmaları sebebiyle oral kavitede en uzun süre geçiren dişlerdir. Çürük, diş kırığı, periodontal hastalık gibi problemlere diğer dişlere oranla daha fazla maruz kalmaları, ağızda en sık kaybedilen dişler olmalarıyla ilişkilendirilmektedir. Battistuzzi ve diğerleri ile Marcus ve diğerleri en sık kaybedilen dişlerin daimi birinci molar dişler olduğunu bildirmişlerdir (Battistuzzi ve diğerleri, 1987; Marcus ve diğerleri, 1996). Meskin ve Brown ise en sık kaybedilen dişin mandibular birinci molar diş olduğunu ifade etmişlerdir (Meskin ve Brown, 1988). Mandibular birinci molar dişlerin kaybını takiben dişlerin ömür boyu uzamaya devam etmeleri sonucu karşılığını kaybetmiş üst birinci molar dişler bu boşluğa doğru uzamaktadır.

Dişin supraerupsiyonu olarak da adlandırılan uzamasından kasıt, maksiller Spee eğrisininin oluşturduğu hayali sınırı aşmasıdır (Craddock ve diğerleri, 2007). Compagnon ve Woda 1991'de yayımladıkları makalede üst birinci molar dişlerin supraerupsiyonunu, aktif erupsiyona bazen periodontal büyümenin eşlik ettiği; bazen de periodontal büyüme görülmezsizin dişin klinik kuron boyunda uzamayla sonuçlanan durum olarak tanımlamışlardır. Bu çalışmada aktif erupsiyonun periodontal büyümeyle birlikte gerçekleştiği durumlara, daha genç bireylerde ve diş kaybından hemen sonraki birkaç yılda rastlandığı bildirilmiştir. 10 yıl ve daha uzun süre karşılıksız kalmış birinci molar dişlerde aktif erupsiyon devam etmekte ancak periodontal ataşman apikale göç etmektedir (Compagnon ve Woda, 1991).

Craddock ve diğ erleri de, üç farklı supraerupsiyon tanımlamışlardır. İlki ataşman kaybını da içeren aktif erupsiyon, ikincisi erupsiyona periodontal büyümenin eşlik etmesiyle dişin klinik kuron boyunun korunduğ u daha çok genç hastalarda görülen durum, üçüncüsü ise daha yaşlı hastalarda görülen diğ er dişlerin aşınmasıyla karşıtı olmayan dişin erupsiyona uğramamasına rağmen oklüzal düzlemden sarkması durumudur. 2007’de yapılan bu çalışmada araştırmacılar en sık aktif erupsiyonla, ikinci olarak periodontal büyümenin eklendiğ i erupsiyonla, en az da aşınma sebebiyle gerçekleşen göreceli erupsiyonla karşılaştıklarını bildirmişlerdir. Craddock ve diğ erleri karşıtını kaybetmiş dişlerin %92’sinde 0 ile 3,99 mm arasında değ işen supraerupsiyonla karşılaşmışlardır. Maksiller bir dişte bu durumun görülme olasılığ ı mandibular bir dişe oranla istatistiksel olarak anlamlı seviyede daha yüksek bulunmuştur. Aynı zamanda erupsiyona ek olarak periodontal büyüme görülmesi durumuna, maksiller dentisyonda daha sık rastlandığı bildirilmiştir (Craddock ve diğ erleri, 2007).

Lindskog-Stokland ve diğ erlerinin karşıtı olmayan dişleri 12 yıl boyunca takip ettikleri çalışmalarında, karşıtı olmayan maksiller molar dişlerin diğ er dişlerden 4,9 kat daha fazla oranda supraerupsiyona uğradığı, uzama miktarının 0-9 mm arasında görüldüğü, kemik desteğ i daha az olan molarlarda erupsiyon miktarının arttığı ve erupsiyona uğrayan dişlerde zamanla destek doku kaybı meydana geldiğ i bildirilmiştir (Lindskog-Stokland ve diğ erleri, 2012). Craddock ve Youngson ise yaptıkları çalışmada karşıtı olmayan dişlerin %83’ünde 0,5 ile 5,4 mm arasında değ işen miktarlarda supraerupsiyona rastlamışlardır (Craddock ve Youngson, 2004). Kiliaridis ve diğ erlerinin çalışmasında ise karşıtı olmayan dişlerin %82’sinde supraerupsiyon bildirilmiştir. 2 mm’den fazla supraerupsiyon görülen dişlerin oranı ise %24’tür (Kiliaridis ve diğ erleri, 2000). Tüm bu araştırmalar maksiller birinci molar dişin supraerupsiyonunun oldukça sık meydana geldiğ ini göstermektedir.

Uzamış bir dişin ağızda kaldığı süre arttıkça destek doku kaybına uğrayacağı bildirilmiştir. Aynı zamanda uzamış dişler oklüzal çatışmalara sebep olmakta, dental harmoni ve dengeyi bozmakta ve kayıp dişin restorasyonunu çeşitli derecelerde zorlaştırmaktadır (Craddock ve Youngson, 2004; Proffit, 1978).

Mandibular birinci azı dişini kaybetmiş ve bu kaybı telafi etmek için diş hekimine başvurmuş bir hasta, bu kaybın doğurduğ u problemlerin farkında olmayabilir. Ancak artık mevcut durum sadece diş kaybı olan bölgeyi ilgilendirmemektedir (Yao ve diğ erleri, 2004). Maksiller birinci molar dişin sarkması sonrası uygulanacak tedaviyi öncelikle dişin sarkma

miktarı, sonrasında da hastanın tercihi belirlemektedir. Minimal supraerupsiyon bulunan bir vakada sorun, bu dişin protetik restorasyonu veya tüm oklüzal düzlemin düzenlenmesiyle giderilebilir; ancak bu dişlerde geri dönüşümü olmayan madde ve bazen de vitalite kaybı anlamına gelmektedir. Daha şiddetli vakalarda bu dişin ortodontik veya cerrahi olarak intrüzyonu; bu tercih edilmezse de dişin çekimi gerekmektedir (Alexander ve diğerleri, 1979; Craddock ve Youngson, 2004).

Tüm bu tedavi seçenekleri düşünüldüğünde ortodontik tedavi ile intrüzyon en minimal invaziv ve en ideal seçenek olarak karşımıza çıkmaktadır. Aynı zamanda yapılan çalışmalarda, ataşman kaybına uğramış dişlerde dahi iyi bir ağız hijyeni eşliğinde ve hafif kuvvetlerle yapılan intrüzyon ile periodontal ataşman kazancı sağlanabildiği bildirilmiştir (Antoun ve diğerleri, 2017; Bayani ve diğerleri, 2015; Carano ve Machata, 2002; Melsen ve diğerleri, 1988; Re ve diğerleri, 2002).

Ortodontide saf intrüzyon gerçekleştirilmesi en zor harekettir. Özellikle molar dişlerde intrüzyon; yüksek ankraja, çok köke ve dolayısıyla belirlemesi zor direnç merkezine sahip olması sebebiyle diğer dişlerden daha zor gerçekleşir ve kök rezorpsiyonuna veya istenmeyen hareketlere yol açmamak için özel tedavi planlaması gerektirir (Ng ve diğerleri, 2006; Proffit, 2000; Yao ve diğerleri, 2004). Doğru planlama ve tedavi uygulanmadığı takdirde molar dişin intrüzyonundan ziyade diğer dişler ekstrüze olurlar ki bu da; mandibulanın saat yönünde rotasyona uğraması, açık kapanış meydana gelmesi ve çene ucunun retrüzyonuyla sonuçlanır (Park ve diğerleri, 2003). Posterior dişlerde intrüzyon elde etmek için ısırma blokları, ağız dışı apareyler, miknatıslı apareyler gibi pek çok geleneksel yöntem kullanılmıştır. Bu geleneksel yöntemler çoğunlukla açık kapanış malokluzyonuna sahip genç hastalar için tasarlanmış olup, erişkin hastalarda ve tek diş üzerinde intrüziv etkilerinin az olması, ankraj alınan dişlerde meydana getirdikleri yan etkilerin fazla olması ve yüksek hasta işbirliği gerektirmeleri nedeniyle, bu olumsuzlukların minimum olduğu iskeletsel ankraj aygıtlarını içeren intrüzyon mekaniklerinin kullanımları yaygınlaşmıştır (Erverdi ve diğerleri, 2004, 2005; Xun ve diğerleri, 2007).

Ortodontide mini vidaların kullanımı yaygınlaştıkça çok farklı mekanik dizaynları da ortaya çıkmış, ancak bu mekaniklerin dokular üzerinde sebep olduğu etkiler yeterince incelenmemiş, çalışmalar çoğunlukla intrüzyon miktarına odaklanılmış vaka bildirimleri ile sınırlı kalmıştır (Baumgaertel ve diğerleri, 2016; Cousley, 2010; Hyun ve Kim, 2010; Kravitz ve diğerleri, 2007a; Landes ve diğerleri, 2008; Lee ve Shuman, 2012; Maeda ve Nakaya,

2018; Melo ve diğeri, 2008; Melsen ve Fiorelli, 1996; Ohura ve diğeri, 2011; Paccini ve diğeri, 2016; Pinzan-Vercelino ve diğeri, 2015, 2017; Rai ve diğeri, 2014; Taffarel ve diğeri, 2019; Wilmes ve diğeri, 2018; Yao ve diğeri, 2004).

Dişlere ortodontik kuvvet uygulanması ile çevre dokularda meydana gelen gerilme ve gerinimler ilgili alveol kemiğinde yapım ve yıkım mekanizmaları başlatmakta, böylelikle de diş hareketi meydana gelmektedir. Diş hareketi için gerekli biyolojik cevabı başlatan veya rezorpsiyon gibi istenmeyen sonuçlara sebep olan unsurun uygulanan kuvvetten ziyade, kuvvetin dokularda meydana getirdiği gerilmeler olması, bu gerilmelerin araştırılmasının önemini göstermektedir (Graber ve diğeri, 2011; Proffit, 1978, 2000; Tanne ve diğeri, 1987).

Bu çalışmada, sağ mandibular birinci molar dişini kaybettiğini varsaydığımız bir hastanın uzamış sağ birinci molar dişini intrüze etmek için klinikte sıklıkla uygulanan yöntemlerin diş ve çevre dokularda sebep oldukları etkilerinin araştırılması ve bu mekaniklerin sahip oldukları avantaj ve dezavantajların ortaya konmasıyla, elde edilen sonuçların klinisyenlere uygun tedavi yöntemi tercihinde kolaylık sağlaması amaçlanmıştır.

## **5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışılması**

Literatürde dişlerde, mini vidalarda ve çevrelerindeki kemikte meydana gelen gerilmeleri ölçen ayrı ayrı birçok çalışma olmasına rağmen bu elemanların bir arada bulunduğu intrüzyon mekaniklerinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildiği çok az çalışma bulunmaktadır (Albogha ve Takahashi, 2019; Cattaneo ve diğeri, 2007; Chen ve diğeri, 2006a, 2006b; Jeon ve diğeri, 1999; Jones ve diğeri, 2001; Kuroda ve diğeri, 2014; Lee ve diğeri, 2013; Lin ve diğeri, 2010; Meher ve diğeri, 2012; Richmond ve diğeri, 2005; Shaw ve diğeri, 2004).

Çifter ve Saraç'ın çalışmasında açık kapanış tedavisi için tüm maksiller posterior dişlerin intrüzyonunu amaçlayan üç farklı senaryo sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılmıştır (Çifter ve Saraç, 2011). Tüm senaryolarda sadece maksilla ile posterior dişler modellenmiş ve sağ-sol segmentler kendi aralarında blok haline getirilmiştir. İlk



senaryoda bu segmentlere hem bukkal hem de palatinaldeki mini vidalardan kuvvet uygulanmış, ikinci senaryoda sadece bukkaldeki mini vidalardan kuvvet uygulanmış ve palatinalde iki adet TPA yerleştirilmiş, üçüncü senaryoda ise ikinci senaryodan farklı olarak palatinalde bir adet TPA yerleştirilmiştir. Çalışmada sadece dişler üzerinde meydana gelen von Mises gerilmeleri ve yer değiştirmeler incelenmiştir. Bizim çalışmamızla kıyaslandığında Çifter ve Saraç'ın çalışması daha karşılaştırılabilir senaryolara sahiptir ancak kemik dokuda meydana gelen gerilmeler araştırılmamış ve tüm posterior dişlerin intrüzyonunu hedefleyen mekanikler tercih edilmiştir. Ayrıca çalışmanın ilk senaryosunda dişler hem bukkalden hem de palatinalden braket ve teller ile tek bir segment haline getirilmiş, ikinci senaryosunda ise birinci premolar dişler ve birinci molar dişler 1,4 mm çapında iki ayrı TPA ile bağlanmıştır. Bunlar her ne kadar biyomekanik olarak ideal yaklaşımlar olsa da klinik kullanımları sınırlı olup pratik değildir.

Pekhale ve diğerlerinin çalışmasında ise, tüm dişlere sabit ortodontik aparey ve palatinalde bir adet TPA yerleştirilmiş, yine tüm posterior dişlerin intrüzyonu amacıyla bukkalde ikişer ve palatinalde birer olmak üzere toplam 6 mini vidadan kuvvet uygulanan tek bir senaryo bulunmaktadır (Pekhale ve diğerleri, 2016). Çalışmada sadece dişlerin ve periodontal ligamentlerinin maruz kaldığı von Mises gerilmeleri ile yer değiştirmeleri incelenmiş olup, bir önceki çalışmaya benzer şekilde kemik dokularında meydana gelen gerilmeler araştırılmamıştır. Sadece bir model ile sınırlı kalınması araştırmanın kendi içindeki karşılaştırılabilirliğini azaltmaktadır.

Supraerupsiyona uğramış bir maksiller molar diş üzerinde sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılan tek çalışma Sugii ve diğerlerine aittir (Sugii ve diğerleri, 2018). Bu çalışmada sadece tek bir maksiller birinci molar diş modellenmiş, bu dişe bukkaldeki mini vidadan, palatinaldeki mini vidadan ve hem bukkal hem de palatinal mini vidadan intrüziv kuvvetler uygulanan üç senaryo tasarlanmıştır. Sonrasında periodontal ligamentte meydana gelen çekme ve basma gerilmeleri, dentin ve kortikal kemikte meydana gelen basma gerilmeleri ve molar dişte meydana gelen toplam yer değiştirme bulguları karşılaştırılmıştır. Çalışmada birçok bulgu değerlendirilmiş olsa da bu bulguların sadece tek bir diş üzerinden elde edilmesi, komşu dişlerin ve anatomik yapıların bulunmaması bir dezavantaj olarak görülmektedir.

Bu çalışmada ise mandibula hariç tüm dentofasiyal kompleks ele alınmış, birbirinden farklı ancak uygulanabilirliği yüksek dört farklı mekanik tercih edilmiş ve hem dişler hem

kemik dokularda meydana gelen gerilmeler ile tüm dişlerde meydana gelen yer değiştirmeler incelenmiştir. Yine de mevcut senaryoların, klinikteki her durumu ve mekaniği temsil etmesi m¼mk¼n olmayacağından konuyla ilgili farklı çalışmaların yapılması ¼nerilmektedir.

### **5.2.1. Analiz Y¼nteminin Tartışılması**

Geçmiş yıllarda, bir dişe kuvvet uygulandığında evre dokularda meydana gelen reaksiyonlar, toplanan biyolojik dokular ¼zerinde yapılan histolojik çalışmalarla açıklanabiliyordu (Davidian, 1971). Teknolojinin gelişmesiyle birlikte in-vivo olarak g¼r¼lemeyecek birçok fenomen değişik y¼ntemler kullanılarak g¼r¼lebilir, ¼l¼lebilir hale gelmeye başladı. Bu çalışmada da klinikte hasta ¼zerinde g¼zlenmesi m¼mk¼n olmayan gerilimlerin araştırılması amaçlandığından klinik bir çalışma yerine gerilme analiz y¼ntemi uygulanması tercih edilmiştir (Poggio ve diğerleri, 2006).

Kırılğan vernikle kaplama y¼ntemi, çoğunlukla bir protezin etrafına homojen şekilde vernik p¼sk¼rt¼l¼p, fırınlanarak verniğin kırılğan hale getirilmesinden sonra istenen y¼nde ve şiddette kuvvetin uygulanmasıyla meydana gelen çatlakların incelenmesine dayanır. Gerinim sınırı bilinen verniğin ¼zerinde meydana gelen çatlaklar gerinim paternini de g¼sterecektir. Ancak canlı dokular ¼zerinde uygulanamaz ve kısıtlı bilgi verir (Ahmad ve diğerleri, 1982).

Gerinim ¼ler y¼ntemi de yine sadece restoratif materyaller veya apareyler ¼zerinde kullanılabilen, yapılarda gerilme ve gerinimlerin oluşturduğu elektriksel dirençleri ¼len sens¼rlerle uygulanır. Kırılğan vernik y¼ntemiyle kıyaslandığında avantajı numerik veriler elde edilebilmesidir. Protezler veya apareyler aracılığıyla in-vivo ¼l¼mler yapılabilirse de direk vital dokularla ilgili bilgi alınamaması ¼nemli bir dezavantajdır. Başka bir dezavantajı da sadece sens¼r¼n bulunduğu noktada ¼l¼m yaptığı için yapı genelindeki gerilme ve gerinimler hakkında fikir elde etmenin zor olmasıdır. Daha çok implantolojide kullanılan bir y¼ntem olmuştur (Assuno ve diğerleri, 2009; Ueda ve diğerleri, 2017).

Fotoelastik gerilme y¼ntemi de diş hekimliğinin hemen her dalında sıklıkla kullanılan bir y¼ntemdir. Fotoelastik ¼zellik g¼steren materyallerden oluşturulan modellerde kuvvet uygulandığında monokromatik yani tek bir dalga boyuna sahip ışık kaynağı tutularak

meydana gelen kırılmaların (fringe) analizi şeklinde yapılır. Kırılmalar çeşitli yazılımlar aracılığı ile bilgisayar üzerinde incelenir ve renklerine göre belli stres skalalarından kalitatif gerilme değerleri elde edilir. Araştırılan yapı üzerinde meydana gelen gerilmelerin genel dağılımını ve gerilmenin yoğunlaştığı noktaların tespiti açısından kullanışlı olsa da sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırıldığında daha az ayrıntı vermektedir. Diğer dezavantajları da fotoelastik malzemelerle karmaşık yapıların modellenememesi, bu materyallerin karakteristik değerlerinin biyolojik dokularinkinden farklı olup değiştirilememesi ve materyal izotropik kabul edildiği için sonuçların gerçek değerlerden bir miktar farklılık göstermesidir (Carvalho ve diğerleri, 2015; Çehreli ve diğerleri, 2013; İnan ve diğerleri, 2009; Mahler ve Peyton, 1955).

Lazer ışıklı gerilme analiz yöntemleri olarak da bilinen interferometre yöntemleri, canlı dokulardan alınan örnekler (çekilmiş dişler gibi) veya restoratif materyallerin gözle görülemeyecek özelliklerinin (polimerizasyon büzülmesi gibi) yüksek teknolojiye sahip ekipmanlarla laboratuvarında incelenmesine dayanır. Çok ayrıntılı bilgiler verebilmelerine karşın canlı dokular üzerinde kullanılamazlar ve geniş alanlarda uygulanamazlar. Daha çok dental materyaller üzerinde kullanılagelen gerilme ve yer değiştirme analiz yöntemleridir (Carvalho ve diğerleri, 2015; Lang ve diğerleri, 2004; Wood ve diğerleri, 2003).

Sensör kullanılarak yapılan analizler de yine canlı dokular üzerinde ölçüm yapmaya olanak sağlamazlar ve özel ekipman gerektirirler. Protezler veya apareyler aracılığıyla daha çok çiğneme kuvvetlerinin yarattığı gerilme ve gerinimlerin incelenmesinde tercih edilirler ve sadece sensörlerin bulunduğu noktalarla ilgili bilgi alınır (Carvalho ve diğerleri, 2015; Ueda ve diğerleri, 2017).

Dişlere kuvvet uygulandığında meydana gelecek yer değiştirmeler de mum modeller kullanılarak gözlenebilmektedir. Bu yöntemde planlanan model, dişler hariç tamamen mum ile oluşturulup istenen şekilde kuvvet uygulandıktan sonra, modeller mumun yumuşaması için sıcak su tanklarına yerleştirilirler. Belli aralıklarla çeşitli açılardan fotoğraf ve röntgen çekilerek üç yönde meydana gelen hareketler tespit edilmiş olunur. Romeo ve diğerleri üst birinci molar dişin, farklı bölgelere yerleştirilmiş mini vidalardan uygulanan kuvvetlerle intrüzyonunu inceledikleri çalışmalarında bu yöntemi kullanarak dört farklı kuvvet sistemini karşılaştırmışlardır. Ancak modeller anatomik dokulardan farklı özelliklere sahip termoplastik malzemelerden oluşturulduklarından, meydana gelen hareket miktarlarının gerçeğe ne kadar benzer olduğu tartışmalıdır (Romeo ve diğerleri, 2010).

Diğer yöntemlerin tüm bu dezavantajlarına karşın sonlu elemanlar analizi bütün yapıdaki gerilme-gerinim paternini ve yer değiştirmeleri gösterir. Biyolojik yapılar, aparey, protez gibi dental cihazlar, yani karmaşık yapıya sahip herhangi bir cisim modellenebilir. Bu modellerde istenen yönde ve şiddette kuvvet veya farklı sınır koşulları uygulanabilir. In-vivo olarak ölçülmesi imkansız unsurlar ölçülebilir. Tekrarlanabilir. Üstelik bunları gerçekleştirebilmek için bilgisayar programları yeterli olmaktadır (Assunção ve diğerleri, 2009; Carvalho ve diğerleri, 2015; Geramizadeh ve diğerleri, 2018; Grbovic ve Mihajlović, 2017; Mohammed ve Desai, 2014).

Yöntemin en önemli dezavantajı, materyal özelliklerinin ve geometrilerinin tamamıyla gerçeği yansıtacak şekilde programa aktarılamamasıdır. Dokuların gerilme-gerinim ilişkileri lineer-elastik ve izotropik, dokular ise homojen kabul edilmekte; yoğunluk değişiklikleri, alveolar kemiğin trabeküler yapısı gibi ayrıntılı özellikler göz ardı edilmektedir. Kişiden kişiye değişebilecek anatomik özellikler de benzer şekilde dikkate alınmamaktadır. Dolayısıyla elde edilen rakamlar ve sonuçlar kesin veriler olarak değil, yaklaşık değerler olarak değerlendirilmelidir (Bobak ve diğerleri, 1997; Jeon ve diğerleri, 1999; Veziroglu ve diğerleri, 2008). Çok ayrıntılı modelleme yapmak ise hesaplama süresini uzatmakta ve yöntemi zorlaştırmaktadır (Veziroglu ve diğerleri, 2008). Ancak tüm bu dezavantajlarına rağmen Çifter ve Saraç, yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışması sonuçlarının benzer klinik çalışmalarla paralel olduğunu bildirmişlerdir (Çifter ve Saraç, 2011). Literatürde belli bir mekaniğin hem klinik olarak uygulandığı hem de sonuçlarının sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırıldığı bir çalışma bulunmamaktadır. Böyle bir çalışma özellikle diş hareketlerinin takibi açısından önemli sonuçlar verebileceğinden tarafımızca önerilmektedir.

Sonlu elemanlar analizinde sadece ilk kuvvet uygulandığı anda periodontal ligamentin elastikliği sayesinde gerçekleşmesi beklenen hareketler tespit edilebilmektedir. McGuinness ve diğerleri, periodontal ligamentin kuvvet uygulamasından hemen sonra meydana gelecek diş hareketlerinin değerlendirilmesi için izotropik ve elastik olarak kabul edilebileceğini; ancak kemik remodelasyonu gerektiren ikinci faz diş hareketi için aynı kabullerin yapılamayacağını bildirmişlerdir (McGuinness ve diğerleri, 1991). Bizim araştırmamızda da sadece ilk anda meydana gelen hareketler incelenmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri önceden saptanmış ortalama değerler çerçevesinde belirlenip, bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Bu çalışmada da modellemenin gerçeğe en yakın şekilde yapılması için materyal özelliklerinin

aktarılması literatür ışığında gerçekleştirilmiştir (Kumar ve diğerleri, 2016; Lee ve Baek, 2012; Naceur ve diğerleri, 2014; Razali ve diğerleri, 2018; Tanaka ve diğerleri, 2016).

Bu çalışmada mümkün olduğunca 8 düğümlü elemanlar kullanılmıştır. 8 düğümlü elemanların yerleştirilemediği dar alanlar, daha az düğümlü elemanlarla tamamlanmıştır. 8 düğümlü elemanların üç boyutlu ortamda gerilme iletimlerinin gerçeğe en yakın olduğu bildirilmiştir (McGuinness ve diğerleri, 1991). Ayrıca kritik bölgelerde eleman ve düğüm sayıları artırılarak daha hassas sonuçlar elde edilmesi planlanmıştır (Çifter ve Saraç, 2011). Bu çalışmada senaryolardaki eleman sayıları 1379718 ile 1436126 arasında, düğüm sayıları ise 324828 ile 347166 arasında değişmekte olup, bu rakamlar çalışmamız modellerine en benzer olan yine tüm kranyumun modellendiği Ludwig ve diğerlerinin çalışmasında elde edilmiş 895493 eleman sayısı ve 202400 düğüm sayısından yüksektir (Ludwig ve diğerleri, 2013). Dolayısıyla bu çalışmadaki senaryoların olabildiğince ayrıntılı bir şekilde modellendiğini düşünmekteyiz.

### 5.2.2. Senaryoların Tartışılması

Craddock ve diğerleri karıştırmı kaybetmiş dişlerin %92'sinde 0 ile 3,99 mm arasında, Lindskog-Stokland ve diğerleri bu dişlerde toplam 0-9 mm arasında, Craddock ve Youngson ise bu dişlerin %83'ünde 0,5 ile 5,4 mm arasında, Kiliaridis ve diğerleri bu dişlerin %24'ünde 2 mm'den fazla supraerupsiyon gördüklerini bildirmişlerdir (Craddock ve Youngson, 2004; Craddock ve diğerleri, 2007; Kiliaridis ve diğerleri, 2000). Yao ve diğerlerinin uzamış maksiller birinci molarları mini vida desteğiyle intrüze ettikleri ve dişlerdeki intrüzyon miktarını 3 boyutlu tarayıcıyla ölçtükleri çalışmalarında toplam intrüzyon miktarı 8,67 mm'ye kadar ulaşmış olup ortalama 3-4 mm olduğu tespit edilmiştir (Yao ve diğerleri, 2005). Heravi ve diğerleri 10 hasta üzerinde yaptıkları benzer çalışmada ortalama  $2,1 \pm 0,9$  mm intrüzyon miktarı tespit etmişler, intrüzyon miktarının dişlerin erüpsiyon miktarı kadar olduğunu bildirmişlerdir (Heravi ve diğerleri, 2011). Ding ve diğerleri mini vida desteğiyle molarların 2 ila 6 mm arasında rahatlıkla intrüze edilebildiğini rapor etmişlerdir (Ding ve diğerleri, 2015). Literatürde karıştırmı kaybetmiş bir dişin ne kadar sürede, ne kadar supraerüpsiyona uğrayacağına dair bir fikir birliğine varılmış olmasa da; bu çalışmada hem intrüzyon

mekaniklerinin yarattığı etkilerin görülebilmesi amacıyla hem de gerçekleştirilebilir ve sıklıkla karşılaşılan bir miktar olması sebebiyle sağ maksiller birinci molar diş oklüzal düzlemde 3 mm sarkık konumlandırılmıştır. Geri kalan dişler, özellikle ilk senaryoda karşılaştırılabilirliği etkilememek için arka ideal konumlarına yerleştirilmiştir.

Ortodontik tedavide uygulanması gereken kuvvet, çevre dokularda biyolojik cevabı başlatacak ancak periodontal ligamentte iskemiye sebep olmayacak optimal seviyede olmalıdır. Yüksek kuvvetler uygulanması ağrı, diş hareketinde azalma ve kök rezorpsiyonuna sebep olacaktır. Optimal kuvvet seviyesi belirlenirken istenen hareketin tipi, kök yüzeyi morfolojisi ve alanı göz önünde bulundurulmalıdır. İntrüzyon hareketinde kuvvet küçük bir alan olan apekte yoğunlaştığından kuvvetin şiddeti düşük tutulmalıdır. Benzer şekilde tek köklü dişlerde de çok köklü dişlere oranla kuvvet azaltılmalıdır (Burstone, 1977; Graber ve diğerleri, 2011; Proffit, 2000; Ülgen, 2005).

Molar intrüzyonu için farklı çalışmalarda farklı kuvvetler uygulanması önerilmiştir. Jeon ve diğerlerinin oklüzal kanti bulunan bir hastada sol maksiller posterior ve sağ mandibular posterior dişleri intrüze ettikleri çalışmalarında her segmente 200 gram kuvvet uygulanmıştır (Jeon ve diğerleri, 2006). Kalra ve diğerleri açık kapanış tedavisi amacıyla uyguladıkları miknatıslı apareylerin diş başına yaklaşık 90 gram kuvvet uyguladığını, bunun yeterli ve hatta fazla olabileceğini bildirmişlerdir (Kalra ve diğerleri, 1989). Sugawara ve Nishimura ile Erverdi ve diğerleri, açık kapanış tedavisi için tek bir posterior segmente yaklaşık 400 gram kuvvet uygulamışlar (Erverdi ve diğerleri, 2006; Sugawara ve Nishimura, 2005), Park ve diğerleri maksiller molar bir diş intrüze etmek için 200-300 gram kuvvet uygulanması gerektiğini savunmuşlardır (Park ve diğerleri, 2003). Taffarel ve diğerleri tek bir molar diş için 50 gram kuvvet uygulamayı tercih etmiş (Taffarel ve diğerleri, 2019), Heravi ve diğerleri, Park ve diğerleri ile Kravitz ve diğerleri; uzamış maksiller birinci moların intrüzyonu için 100 gram kuvvet uygulamışlar (Heravi ve diğerleri, 2011; Kravitz ve diğerleri, 2007a; Park ve diğerleri, 2005), Yao ve diğerleri maksiller birinci ve ikinci moların birlikte intrüze edildiği çalışmalarında toplam 150-200 gram kuvvet uyguladıklarını bildirmişlerdir (Yao ve diğerleri, 2004). Wilmes ve diğerleri uzamış tek bir maksiller molar dişin intrüzyonu için mini vida destekli mousetrap apareyi kullanarak 100 gram kuvvet uygulamışlardır (Wilmes ve diğerleri, 2018). Açık kapanışın veya oklüzal kantın düzeltilmesi amacıyla tüm posterior segmentin intrüzyonunun hedeflendiği çalışmalarda, tek diş intrüzyonuna oranla daha yüksek kuvvetler uygulandığı görülmektedir (Kravitz ve diğerleri,

2007b; Park ve diğeri, 2003). Araştırmamızda tüm bu çalışmalar göz önüne alınarak birinci molar dişe tüm senaryolarda 100 gram kuvvet uygulanmıştır. Farklı periodontal desteğe sahip farklı dişlere ne kadar kuvvet uygulanmasının daha etkili ve zararsız intrüzyon sağlayacağı ile ilgili ek klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu çalışmada iskeletsel ankraj aygıtı olarak, ağızda hemen her yere uygulanabilmeleri, yüksek başarı oranına sahip olmaları, cerrahi işlem gerektirmemeleri ve bu sayede hasta konforunun maksimum olması, klinik uygulamalarının kolay olması ve diğeri alternatiflerine göre daha ekonomik olmaları sebebiyle self-drilling mini vidalar tercih edilmiştir (Deguchi ve diğeri, 2006; Hyun ve Kim, 2010; Kuroda ve diğeri, 2007; Poggio ve diğeri, 2006; Sung ve diğeri, 2006).

Mini vida destekli mekaniklerde mini vida çapı, uzunluğu, uygulama açısı ve konumu çok fazla çeşitlilik göstermekte ve tedavinin başarısı için büyük önem arz etmektedir. Piyasada neredeyse her çap ve boyda mini vida bulmak mümkündür. Çapı 1,3 mm'den küçük mini vidaların kök araları gibi kısıtlı bölgelere çok daha kolay yerleştirilebilmelerine rağmen, hem mini vidanın kırılma riskini hem de kemik rezorpsiyonu riskini arttırmaları sebebiyle kullanımlarının önerilmediğinden bahsetmiştik (Ari-Demirkaya ve diğeri, 2005; Favero ve diğeri, 2002; Himmlová ve diğeri, 2004; Carano ve diğeri, 2005; Carano ve Melsen, 2005). Özellikle sutura yerleştirilecek vidaların daha çok kemik kontağı sağlanması amacıyla daha da kalın çaplı olanlarının tercih edilmesi tavsiye edilmektedir (Sung ve diğeri, 2006; Heinrich Wehrbein, 2009). Ancak Park ve diğeri (2005), uzamış maksiller molarları intrüze ettikleri üç ayrı vaka içeren çalışmalarında hem alveolar kemiğin bukkal ve palatinaline hem de birinci molarlar hizasında sutura palatina mediaya 1,2 mm çapında, boyları 8 ve 10 mm arasında değişen mini vidalar yerleştirdiklerini rapor etmişlerdir. Heravi ve diğeri (2011) ise benzer amaçla interradiküler bölgelere 1,3 mm çapında ve 7 mm uzunluğundaki mini vidalar, Yao ve diğeri (2004) ise 2 mm çapında ve 15 mm uzunluğundaki mini vidalar yerleştirmişlerdir. Maeda ve Nakaya (2018) ile Kravitz ve diğeri (2007a); 1,4 mm çapında 8 mm uzunlukta mini vidalar, Pinzan-Vercelino ve diğeri (2015) 1,6 mm çapında 9 mm uzunlukta mini vidalar; Paccini ve diğeri (2016) 1,4 mm çapında bukkal interdental bölgede 6 mm, palatinal interdental bölgede 8 mm uzunluğunda mini vidalar kullanmışlardır. Xun ve diğeri'nin çalışmasında (2007) bukkal interdental bölgeye 1,6 mm çapında 7 mm uzunluğunda; posterior midpatal sutura 1,6 mm çapında 9 mm uzunluğunda mini vidalar yerleştirilmiştir. Mizrahi ve Mizrahi (2007) 1,5 mm çapındaki mini vidaların interdental

bölgeler için ideal olduğunu, maksillada 8-10 mm uzunlukta mini vidalar kullanılmasını tavsiye ettiklerini bildirmişlerdir. Kim ve diğerleri (2010) midpalatal bölge ve suturda 1,5 veya 2 mm çapında 5 mm uzunluğunda mini vidalar tercih ettiklerini rapor etmişlerdir. Wilmes ve diğerleri (2018) ise yine midpalatal sutur ve paramedian bölgede 2 mm çapında 9 veya 11 mm uzunluğunda mini vidalar kullanılmasını önermişlerdir. Tüm bu çalışmalarla birlikte kemik içinde bulunması önerilen minimum mini vida uzunluğunun 5-6 mm olması gerekliliği de göz önüne alınarak bu çalışmada, ikinci ve üçüncü senaryolarda interdental bölgelere yerleştirililen mini vidaların 1,5 mm çapında 8 mm uzunluğunda olmalarında karar kılınmıştır (Kuroda ve diğerleri, 2007; Maino ve diğerleri, 2005; Melsen, 2005; Tseng ve diğerleri, 2006). Dördüncü senaryomuzda ise Wilmes ve diğerlerinin çalışmalarına sadık kalınarak mini vida çap ve boyları arttırılmış, önde konumlandırılan mini vida 2 mm x 11 mm, arkadaki mini vida ise 2 mm x 9 mm tercih edilmiş, kemik içinde kalan kısımlarının sırasıyla 8 mm ve 6 mm olması sağlanmıştır (Wilmes ve diğerleri, 2015, 2018).

Mini vidaların alveolar bölgede hangi interdental aralığa yerleştirildikleri de hastaya has anatomik ve biyomekanik özelliklere göre değişkenlik göstermektedir. Mini vida uygulamadan önce gerekli radyolojik tetkikler ile bölgede yeterli interradiküler mesafe ve/veya kemik olduğu teyit edilmeli, yeterli meziodistal genişliğin olmadığı durumlarda kök açıları değiştirilmelidir (Kravitz ve diğerleri, 2007b; Mizrahi ve Mizrahi, 2007). Bu çalışmada mini vida uygulanan maksiller posterior alveolar kemik ile sert damak ve midpalatal sutur bölgesinde daha önce yapılmış çalışmalara göre yeterli miktarda kemik bulunmaktadır ve bölgelerdeki kortikal kemik kalınlıkları yine bu çalışmaların sonuçları doğrultusunda belirlenmiştir (Baumgaertel, 2009; Ohiomoba ve diğerleri, 2017; Park ve diğerleri, 2008; Suteerapongpun ve diğerleri, 2018; Wehrbein, 2009; Wilmes ve diğerleri, 2009).

Çalışmalarda, maksiller birinci molar dişin intrüzyonunda mini vidaların direk ankraj kaynağı olarak kullanıldığı sistemlerde molar dişin meziodistal yönde devrilmemesi için mini vidaların çoğunlukla dişin mezial ve distaline çapraz olacak şekilde konumlandırıldığı görülmektedir. Ancak mini vidaların kimi çalışmalarda bukkalde ikinci premolar ile birinci molar dişler arası ile palatinalde birinci molar ile ikinci molar dişler arasına; kimi zaman da tam ters şekilde yerleştirilmiştir (Cousley, 2010; Ding ve diğerleri, 2015; Kravitz ve diğerleri, 2007a, 2007b; Maeda ve Nakaya, 2018; Mizrahi ve Mizrahi, 2007; Pinzan-Vercelino ve diğerleri, 2017). Aynı zamanda alveolar bölgenin palatinalinde mukoza anteriordan posteriora ve gingivalden apikale doğru kalınlaşmakta ve mini vidanın kemik dışında kalan kısmını



arttırarak stabilitesini olumsuz yönde etkilemektedir (Lin ve diğerleri, 2010; Mizrahi ve Mizrahi, 2007; Park ve diğerleri, 2003; Sung ve diğerleri, 2006; Wiechmann ve diğerleri, 2007). Bu çalışmada kalın mukoza ve palatinal arter ve sinir trasesinden kaçınmak amacıyla mini vida palatinalde ikinci premolar ile birinci molar dişler arasına, bukkalde de birinci ve ikinci molar dişler arasına yerleştirilmiştir (Anjankar ve diğerleri, 2014; Kim ve diğerleri, 2006; Kravitz ve diğerleri, 2007b). Her vakada bukkalde birinci ve ikinci molarlar arası yeterli vertikal ve interradiküler mesafe bulunmayabileceğinden vakaya özel planlama yapılması gerekliliği göz önünde bulundurulmalıdır.

Mini vidaların mevcut interradiküler bölgede alveolar kretten ne kadar yukarıda konumlandırıldığı ise; dişte hedeflenen intrüzyon miktarına, yapışık diş eti yüksekliğine ve bölgedeki kemik miktarına göre belirlenmektedir (Ding ve diğerleri, 2015; Mizrahi ve Mizrahi, 2007; Park ve diğerleri, 2005; Park ve diğerleri, 2003; Sung ve diğerleri, 2006; Yao ve diğerleri, 2004). Bu çalışmada tüm bu faktörler göz önüne alınarak ikinci ve üçüncü senaryolarda bukkaldeki mini vida, kret tepesinden 6 mm apikale; palatinaldeki mini vida ise palatinal arter ve sinir trasesine yaklaşmamak amacıyla kret tepesinden 4 mm apikale yerleştirilmiştir (Baumgaertel ve Hans, 2009; Bowman ve diğerleri, 2011; Maistry ve diğerleri, 2012; Poggio ve diğerleri, 2006; Pinzan-Vercelino ve diğerleri, 2017b). Bu sayede dişin üzerinde kuvvet uygulanan nokta ile mini vida arasında bukkalde yaklaşık 9 mm, palatinalde de 7 mm mesafe bırakılmıştır (Park ve diğerleri, 2005).

Mini vidaların yerleştirilmesinde önemli başka bir husus da yerleştirme açılarıdır. Bu aygıtların hem kortikal kemikle temasının, dolayısıyla primer stabiliteilerinin artırılması, hem de diş köklerine temas etmelerinin engellenmesi için literatürde 30° ile 40° arasında açıyla yerleştirilmeleri tavsiye edilmiş olsa da; intrüzyon uygulanacak durumlarda mini vidanın çıkarıcı kuvvetlere karşı direncinin artırılması ve de maksiller sinüsle temasının engellenmesi için kemiğe dik yerleştirilmeleri gerekliliği bildirilmiştir (Carano ve diğerleri, 2004; Deguchi ve diğerleri, 2006; Kravitz ve diğerleri, 2007b; Kravitz ve Kusnoto, 2007; Park ve diğerleri, 2005; Sung ve diğerleri, 2006; Woodall ve diğerleri, 2011). Çalışmamızda bu sebeple mini vidalar kemik yüzeyine olabildiğince dik yerleştirilmiştir.

Molar intrüzyonunda en önemli hedeflerden bir tanesi de molar dişin bukkolingual yönde devrilmesini önlemektir. Dolayısıyla tek bir yönden kuvvet uygulanan sistemlerde devirici momentlerin dengelenebilmesi için rijit bağlantılı TPA uygulanması önerilmektedir (Erverdi ve diğerleri, 2004; Kravitz ve diğerleri, 2007b; Lee ve Shuman, 2012; Park ve

diğerleri, 2005; Wilmes ve diğerleri, 2018; Xun ve diğerleri, 2007). Bu çalışmada, sadece bukkalden ve palatinalden kuvvet uygulanan üçüncü ve dördüncü senaryolarda molar bantlarına rijit bir şekilde bağlı ve 0,9 mm çaplı TPA uygulanmıştır. İntrüzyon devam ettikçe TPA'nın mukozaya gömülmemesi için kemik yüzeyinden 4 mm yukarıdan seyretmesi sağlanmıştır (Erverdi ve diğerleri, 2004; Kravitz ve diğerleri, 2007b; Park ve diğerleri, 2005).

Bu durumun dezavantajı, üçüncü ve dördüncü senaryoların lehimli TPA içermeleri sebebiyle laboratuvar aşamasına gerek duyulmasıdır. Özellikle Moustrap apareyi hastaya uygulanmadan önce min ividalar ve molar bantları yerleştirilip ölçü alınması ve bu ölçünün laboratuvar da sistemin diğer parçalarıyla hassas bir şekilde bir araya getirilmesi gerekmektedir (Wilmes ve Drescher, 2008; Wilmes ve diğerleri, 2018).

Park ve diğerleri tek amacın molar intrüzyonu olduğu vakalarda mini vidaların sert damağa veya diğer palatinal bölgelere uygulanmasını tavsiye etmişler, Kravitz ve diğerleri alveolar bölgede interradiküler mesafenin yetersiz olduğu durumlarda sert damağın yeterli miktarda kemik içeren iyi bir alternatif olduğunu bildirmişlerdir (Kravitz ve diğerleri, 2007b; Park ve diğerleri, 2005). Başka çalışmalarda sert damak; anatomik yapı ve diş köklerinden uzak, ince ve yapışık mukoza ile kaplı, dens kemik ihtiva eden, istenilen büyüklükte mini vidanın yerleştirilebileceği geniş bir alana sahip olan, dişlerin hareketine engel olmayan ve herhangi bir diş hareketinin sağlanabileceği bir bölge olarak tanımlanmıştır (Gracco ve diğerleri, 2008; Ludwig ve diğerleri, 2011; Ludwig, Glasl ve diğerleri, 2011; Poggio ve diğerleri, 2006; Wiechmann ve diğerleri, 2007; Wilmes ve Drescher, 2011; Wilmes ve diğerleri, 2008). Dolayısıyla dördüncü senaryoda modellenen Mousetrap apareyi interdental bölgelere mini vida uygulanmasından kaçınılan durumlarda iyi bir alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır. Apareyin ek laboratuvar aşaması içermesi dışında başka bir dezavantajı ise sert damak ve alveolar çıkıntının palatinaline yerleştirilen mini vidaların, hastaların dilinde bir hafta ile bir ay arası sürebilen tahrişe sebep olduğudur. Ancak bu durum bir süre sonra kendiliğinden geçmektedir (Heravi ve diğerleri, 2011; Park ve diğerleri, 2005).

Sert damağa midsagittal olarak yerleştirilen mini vidaların klinik başarıları araştırmacılar tarafından parasagittal yerleştirilenlere göre daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca iki mini vidanın splintlenmesi de sert damaktaki mini vidaların başarılarını önemli derecede arttırdığından çalışmamızda bu şekilde modellenmesi uygun görülmüştür (Kim ve diğerleri, 2010; Lee ve diğerleri, 2004). Genç hastalarda, sutural gelişimin etkilenmesinden çekinilen durumlarda aynı mekanik parasagittal yerleşimli mini vidalarla da uygulanabilir.

Ekonomik yönden karşılaştıracak olursak, Mousetrap apareyi sistemin set halinde satılması dolayısıyla aralarında en maliyetli olanıdır. İkinci senaryoda iki mini vida kullanıldığından ikinci en pahalı mekanik olup bunu üçüncü senaryo takip etmektedir (Lee ve Shuman, 2012). İlk senaryoda tüm dişlere braket ve tüp uygulamasının fiyatı hekimin kişisel tercihinine göre değişkenlik gösterecektir.

### **5.3. Bulguların Tartışılması**

#### **5.3.1. Birinci Modele Ait Bulguların Tartışılması**

##### **5.3.1.1. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmelerin Tartışılması**

Oklüzal düzlemden 3 mm daha aşağıda konumlanmış birinci molar diş varlığında tüm dişlerin braketlenmesi ve ark teli geçilmesi sonucu birçok istenmeyen hareket meydana gelmiştir. Bunlardan ilki, sağ birinci maksiller molar diş bir miktar intrüze olurken bu diş komşu ikinci premolar ve ikinci moların daha fazla miktarda ekstrüze olmasıdır. Aynı zamanda birinci molar dişin kuronu palatinale, ikinci premolar dişin kuronu bukkale ve meziale, ikinci molar dişin kuronu ise bukkale ve distale devrilmiştir. Tüm bu devrilmelerin, braketlerin dişlerin bukkalinde konumlandırılmaları sebebiyle, kuvvetin dişlerin direnç merkezlerinin uzağından geçmesi ve de ekstrüzyon hareketinin intrüzyon hareketine nazaran çok daha kolay gerçekleşebilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz (Proffit, 2000; Tosun, 1999). İkinci premolar ve ikinci molar dişler ekstrüze olurken kuvvet bukkalden uygulandığından bukkale hareket etmiş, etki-tepki prensibine göre aksi yönde meydana gelen momentler karşısında birinci molar diş de palatinale devrilmiştir. Sagittal yöndeki devrilmeler, dişlerin aralarında vertikal yönde 3 mm seviye farkı bulunmasından kaynaklanmaktadır. Sarkık birinci molardan geçen ark telinin braketlerle yaptığı açı sebebiyle ikinci premolar ve ikinci molar dişler ekstrüze olurken meziale ve distale devrilmiştir. Seviyeleme esnasında görülen bu etki-tepki sonuçları; Zhou ve diğerlerinin çapraşık

mandibular bir daimi dentisyonun seviyelenmesini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirdikleri çalışmalarında elde ettikleri sonuçlarla paralellik göstermektedir. Bu çalışmada dişlerdeki hareketin ark telinin braket slotuna giriş açısından önemli ölçüde etkilendiği ve de özellikle bukko-palatinal yöndeki diş hareketlerinin her zaman beklendiği yönde gerçekleşmediği; komşu dişlerin sebep olduğu ters yönlü momentlerin ark telinin uyguladığı kuvvete göre daha etkili olabildiği bildirilmiştir (Zhou ve diğerleri, 2019). Lee ve diğerlerinin, indirekt iskeletsel ankraj kullanarak karşıtını kaybettiği için uzamış posterior dişlerin intrüzyonunu inceledikleri çalışmalarında da; intrüze edilen dişe braketler ve segmental ark teli aracılığıyla bağlı olan komşu dişe, intrüze edilen dişin tam tersi yönünde hareketlerin meydana gelmiş olması da çalışmamızdaki bulguları doğrulamaktadır (Lee ve diğerleri, 2013).

Kojima ve Fukui, farklı ark telleri uygulanmış maksiller arkta meydana gelen diş hareketlerini ve direnç merkezlerini sonlu elemanlar analizi ile incelemişler; rijid olmayan tellerle sadece kuvvetin etki ettiği dişlerin hareket ettiğini, rijid tellerle ise tüm dentisyonun tek bir cisim olarak hareket ettiğini ancak uzun vadede kuvvetlerin tel aracılığıyla tüm dişlere iletilmesi ve her diş hareketinden sonra kuvvet sistemlerinin değişmesi sebebiyle ilk diş hareketlerinin belli bir süre sonra meydana gelen diş hareketlerinden farklı olduğunu bildirmişlerdir (Kojima ve Fukui, 2014). Bu çalışmada ince ark teli kullanıldığında ilk anda meydana gelmiş diş hareketleri Kojima ve Fukui'nin çalışmasını doğrulamaktadır.

Mevcut senaryodaki sınırlayıcı faktör, ark teli ile braketler arasındaki sürtünmenin göz ardı edilmiş olmasıdır. şiddetli vertikal uyumsuzluğa sahip dişlerin sabit ortodontik tedavi ile seviyelenmeleri esnasında ark telinde plastik bükülmeler meydana geldiği, bunların sonucunda sürtünmenin artması dolayısıyla ark telinin braket ve tp slotlarından kayamaması sonucu seviyelenme yerine arkta ekspansiyon görüldüğü ve hatta diş hareketinin durduğu bilinmektedir (Kato ve diğerleri, 2018; Kusy ve Whitley, 1997). 3 mm ve daha fazla vertikal uyumsuzluğa sahip dişlerin seviyelenmesinde bu olumsuz etkilere sebep olmamak için uygun braket-tel kombinasyonunun tercih edilmesi gerektiği önerilmiştir (Heo ve Baek, 2011; Kato ve diğerleri, 2018). Molar dişlerdeki şiddetli uyumsuzlukların seviyelenmesinde ise Proffit sarkmış dişin atlanarak ilk seviyelenme esnasında arka dahil edilmemesini, ilerki aşamada molarların auxillary tüplerinden geçirilen nikel-titanyum segmental ark telleriyle seviyelenmesini veya looplu arkların kullanılmasını; Ricketts ise kendi tarif ettiği utility arklarının uygulanmasını önermiştir (Proffit, 2000; Ricketts, 1976). Bu çalışmada ise; dişlerin

vertikal seviyeleri arasındaki 3 mm'lik fark, 0,016 inch çaplı ince nikel-titanyum tel kullanılmasına rağmen farklı düzlemlerde birçok yan etkiye sebep olmuştur. Özen gösterilmediği takdirde klinikte böyle bir hastada posterior kant ve sadece ikinci molarların temas ettiği bir açık kapanışa sebebiyet verilebilir (Sander ve diğerleri, 2006; Tosun, 1999).

### 5.3.1.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması

Dişlerin çoğunlukla braketlerin temas ettiği bukkal yüzeylerinde, servikal hatta ve dişlerin bukkal yarısında yüksek von Mises gerilmeleri görülmektedir. En yüksek gerilme ikinci premoların bukkal yüzeyinde 0,33 N/mm<sup>2</sup> olarak tespit edilmiştir. Kuvvetin uygulandığı nokta çevresindeki dokularda yüksek gerilmelerin tespit edilmesi, yapılmış birçok sonlu elemanlar analizi çalışması ile desteklenmektedir (Chen ve diğerleri, 2006b; Çifter ve Saraç, 2011; McGuinness ve diğerleri, 1991; Pekhale ve diğerleri, 2016; Sugii ve diğerleri, 2018). Araştırmacılar, kuvvet uygulandığı sırada ortodontik ataşman, adeziv materyali ve kron yüzeyinde gerilmelerin oluştuğunu göstermişlerdir. Bu çalışmada da adeziv materyalin olduğu varsayıldığı için, braket ve tüplerin bulunduğu yüzeylerde meydana gelen gerilmelerin bu bağlantıdan kaynaklandığını söyleyebiliriz (Algera ve diğerleri, 2011; Chen ve diğerleri, 2006b; Knox ve diğerleri, 2000).

Braket, tüp gibi ortodontik ataşmanların dişle yapıştırıldığı yerde oluşan gerilmeler fazla olduğunda, ataşmanların dişle bağlantısı etkilenecek kopma kırılma gerçekleşebilir (Chen ve diğerleri, 2008; Pickett ve diğerleri, 2001). Hajizadeh ve diğerleri yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında; santral, kanin ve premolar dişlere debonding için 200 N kuvvet uygulayarak, mine yüzeyinde, braket ve yapıştırıcı simanda oluşan von Mises gerilmelerini incelemişler ve bu esnada mine yüzeylerinde 12 N/mm<sup>2</sup> ile 198 N/mm<sup>2</sup> arasında değişen gerilmeler tespit etmişlerdir (Hajizadeh ve diğerleri, 2014). Bu değerler çalışmamız senaryolarında meydana gelen gerilmelerden çok daha yüksek seviyelerde olduğundan, braket ve tüplerin diş yüzeylerinden ayrılmayacağını tahmin edebiliriz.

Modelde braket ve tüpler aracılığı ile sadece bukkal yüzeyden kuvvete maruz kalan dişlerdeki yüksek gerilmelerin görüldüğü başka yerler de dişlerin servikal bölgeleri ve

molarların furkasyon alanlarıdır. Ortodontik diş hareketi çeşitlerinin, dişler ve çevre kemik üzerinde meydana getirdiği gerilmeleri inceleyen sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, intrüziv ve ekstrüziv kuvvetlerin tek köklü dişlerde apekte; çok köklü dişlerde ise daha çok furkasyon bölgelerinde yoğunlaştığı; devirici kuvvetlerin ise dişin etkilenen tarafında yoğunlaştığı bildirilmiştir (Jeon ve diğerleri, 1999; McGuinness ve diğerleri, 1991; Pekhale ve diğerleri, 2016; Rudolph ve diğerleri, 2001; Sugii ve diğerleri, 2018). Şekil 21a'da görüldüğü üzere 0,01 N/mm<sup>2</sup> ve üzeri değerlerde gerilmelere maruz kalmış kırmızı renkli alanlar bukkal yüzeylerde ikinci premolar, birinci molar ve ikinci molar diş kök uçlarına kadar uzanmış ancak kök uçlarında oldukça düşük değerlere ulaşmış ve palatinal yüzeyler etkilenmemiştir. Bu bulgular, molar dişlere gelen kuvvetlerin apeks yerine furkasyon bölgelerinde gerilmelere yol açtığı ve bu sebeple kök rezorpsiyonuna yatkın olmadığını bildiren yukarıda bahsi geçen çalışmaları desteklemektedir. Sugii ve diğerleri, Jeon ve diğerleri ile Consolaro, maksiller molar dişe bukkalden uygulanan kuvvetlerin bir yerine iki kök üzerinde dağıldığını, tek taraftan uygulanan kuvvetin devrilmeye daha çok sebep olarak servikal bölgede gerilmelere yol açtığını ancak bu bölgenin geniş olması sayesinde gerilmelerin çevre dokulara dağılarak kristal kemiğin esnemesiyle sonuçlanıp rezorpsiyona yol açmayacağını bildirmişlerdir (Consolaro, 2014; Jeon ve diğerleri, 1999; Sugii ve diğerleri, 2018).

Tek taraftan uygulanan kuvvetlerin periodontal ligamentte homojen dağılamaması sonucu dişler ve çevre dokular üzerinde daha yüksek gerilmelere sebep olması, bu senaryoda meydana gelmiş von Mises gerilmelerinin tüm senaryolardaki en yüksek değer olmasını açıklamaktadır (Çifter ve Saraç, 2011; Consolaro, 2014; Jeon ve diğerleri, 1999; Mathur ve diğerleri, 2011; Sugii ve diğerleri, 2018).

Çalışmamızda, dişlerde meydana gelmiş von Mises gerilmeleri ile yer değiştirme bulguları birbirleriyle örtüşmektedir.

### 5.3.1.3. Kemikte Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması

Ortodontik diş hareketinin gerçekleştirilebilmesi için kuvvet uygulanan yönde periodontal ligamentin sıkışması ile kemikte rezorpsiyon, aksi yönde ise periodontal ligamentin genişlemesi ile kemikte apozisyon meydana gelmesi gerekmektedir (Graber ve diğerleri, 2011; Proffit, 2000). Viecilli ve diğerleri de kuvvet uygulandığında yapılar da meydana gelen gerilmeleri üç boyutlu olarak inceledikleri sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, basma ve çekme gerilmelerinin aynı anda meydana gelerek çeşitli yön ve şiddete sahip olabildiklerini ancak çoğunlukla; dişin hareket yönündeki periodontal ligament ve kemikte minimum asal gerilmelerin, aksi yöndeki periodontal ligament ve kemikte ise maksimum asal gerilmelerin meydana geldiğini bildirmişlerdir (Viecilli ve diğerleri, 2008). Benzer şekilde senaryomuzda Şekil 22a ve 23a'da da görüldüğü üzere ekstrüzyona uğramış ikinci premolar ve ikinci molar dişlerin çevrelerinde çekme gerilmeleri; intrüzyona uğramış birinci molar diş çevresinde ise basma gerilmeleri yoğunlukta meydana gelmiştir. Bu bulgular Sugii ve diğerlerinin maksiller molar dişe uygulanan intrüziv kuvvetler sonucu meydana gelmiş basma çekme gerilme paternleriyle uyumludur (Sugii ve diğerleri, 2018).

Diğer modellerde meydana gelmiş basma ve çekme gerilmeleri ve diş hareketleri ile kıyaslandığında en çok devrilme hareketinin görüldüğü bu senaryoda bu bulguyla uyumlu olarak dişlerin komşuluğundaki krestal kemikte hem basma hem çekme gerilmeleri yüksek seviyelerdedir. Rudolph ve diğerleri de çeşitli diş hareketlerinin dişlerde ve kemiklerde sebep olduğu gerilmeleri inceledikleri çalışmalarında devrilme hareketinin özellikle komşu krestal kemikte yoğunlaştığını bildirmişlerdir (Rudolph ve diğerleri, 2001). Sugii ve diğerleri ise molar diş komşuluğundaki krestal kemikte meydana gelen bu gerilmelerinin, molar dişlerde diş eti çekilmesine yatkınlık oluşturabileceğini bildirmişlerdir (Sugii ve diğerleri, 2018). Dolayısıyla mevcut senaryoda her ne kadar yüksek gerilmeler tespit edilmemiş olsa da; hem diş hareketlerindeki olumsuz sonuçlar, hem de gerilmelerin meydana geldiği riskli bölgeler açısından tarafımızca klinikte uygulamaya uygun görülmemektedir.

Modelde kortikal kemikte ölçülen en yüksek çekme gerilme değeri  $0,033 \text{ N/mm}^2$ , en yüksek basma gerilme değeri ise  $0,036 \text{ N/mm}^2$ 'dir. Bu değerler tüm senaryolar arasında kortikal kemikte meydana gelmiş en yüksek çekme ve basma gerilme değerlerinin en düşükleridir. Tüm arka sabit ortodontik tedavi aygıtının uygulandığı bu senaryoda aynı

zamanda dişlerde en yüksek von Mises gerilmelerinin meydana geldiği düşünüldüğünde bu modelde nikel-titanyum ark teli aracılığıyla uygulanan kuvvetlerin çoğunlukla dişler üzerinde gerilmelere sebep olduğu ve kortikal kemiği daha az etkilediği söylenebilir. Diğer senaryolardaki en yüksek kortikal kemik gerilme değerleri mini vidaların çevresinde ölçülmüş olup bu senaryoda mini vida olmaması değerlerin neden düşük olduğunu açıklamaktadır (Meher ve diğerleri, 2012). Literatürde bu verilerin karşılaştırılabileceği, tüm bir arkın braketlenerek sonlu elemanlar analizi ile kemiklerde meydana gelen gerilmelerin incelendiği bir çalışma bulunmaması ek çalışmalara gereksinim olduğunu göstermektedir.

Birinci senaryoda spongiöz kemikte ölçülen maksimum asal gerilme miktarı 0,024 N/mm<sup>2</sup>; minimum asal gerilme miktarı ise 0,012 N/mm<sup>2</sup>'dir ve kortikal kemikte tespit edilen en yüksek gerilmeler komşuluğunda tespit edilmişlerdir. Bu değerler tüm senaryolar arasında spongiöz kemikte meydana gelmiş en büyük çekme ve basma gerilme değerlerinin en yüksekleridir. Mini vida bulunan diğer senaryolarda spongiöz kemikte daha düşük gerilmeler tespit edilmiş olması da düşünüldüğünde dişler aracılığıyla iletilen kuvvetlerin spongiöz kemiğe daha çok iletildiği, mini vidalara uygulanan kuvvetlerin ise daha çok kortikal kemikte absorbe olduğu sonuçları çıkarılabilir. Genel olarak spongiöz kemikte görülen gerilmeler, kortikal kemikte görülenlerin daha dar bir alana yayılmış izdüşümü niteliği göstermekte ve daha çok molar diş çevresinde yoğunlaşmaktadır. Bu bulgular, Wang ve diğerlerinin diş ve implant çevresi kemiklerde meydana gelen gerilmeleri inceledikleri sonlu elemanlar analizi çalışmalarında elde ettikleri sonuçlarla uyumludur (Wang ve diğerleri, 2022).

Spongiöz kemikte mikro hasar oluşturabilecek en düşük gerilmeler, basmada 88-121 N/mm<sup>2</sup>, çekmede ise 35-43 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Nagaraja ve diğerleri, 2005). Boccacio ve diğerleri ise bu değerlerin 2 N/mm<sup>2</sup> olduğunu bildirmişlerdir (Boccacio ve diğerleri, 2006). Tüm bu değerler çalışmamızda tespit ettiklerimizin çok üstünde olup, çalışmamızın biyomekanik açıdan uygulanabilirliğini doğrulamaktadır.

Tüm senaryolarda spongiöz kemikte tespit edilen basma ve çekme gerilme değerleri, kortikal kemikte tespit edilenlerden düşüktür. Bu sonuç kortikal kemiğin spongiöz kemiğe göre yüksek elastikiyet modülüne sahip olup, kuvvetlerin çoğunluğunu taşımasıyla ilgilidir (Clift ve diğerleri, 1992; Meriç ve diğerleri, 2011).



## 5.3.2. İkinci Modele Ait Bulguların Tartışılması

### 5.3.2.1. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değişikliklerinin Tartışılması

Bukkal ve palatinalde yerleştirilmiş mini vidalardan intrüzyon kuvveti uygulanan bu senaryoda birinci molar dişte mezial ve palatinal yarısında daha fazla miktarda olacak şekilde intrüzyon meydana gelmiş olup molar diş bir miktar meziale ve palatinalde devrilmiştir. Son üç senaryo arasında birinci molar dişte mezio-distal yöndeki devrilmenin ve rotasyonun en şiddetli görüldüğü modeldir.

Pekhale ve diğerlerinin tüm maksiller posterior dişlerin intrüzyonunu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirdikleri çalışmalarında; tüm dişler braketli, birinci daimi molarlar TPA ile bağlı, bukkalde birinci moların mezial ve distali ile palatinalde birinci moların distaline konumlandırılmış mini vidalardan her bir segmente toplam 300 gram kuvvet uygulanmıştır. Yer değiştirme değerleri incelendiğinde bukkalde iki mini vidadan kuvvet uygulanmış olmasına ve TPA bulunmasına rağmen birinci molar dişin palatinalinde bukkaline göre daha fazla intrüzyon tespit edilmiştir. Komşu dişlerde ise birinci senaryoda olduğu gibi zıt yönde yani bukkale devrilme olduğu bildirilmiştir. Bu sonuçlar çalışmamızdaki yer değiştirme bulgularını desteklemektedir (Pekhale ve diğerleri, 2016).

Yao ve diğerlerinin uzamış üst birinci molar diş bukkalde mini plak, palatinalde de mini vida desteği ile intrüze ettikleri çalışmalarında ise, molar dişin palatinal kısmının bukkaline göre daha erken intrüze olduğunu bildirmişler ve bunun sebebinin molar dişin iki bukkal kökünün çevre kemikte tek bir palatinal köke göre intrüzyona daha fazla direnç göstermesinden kaynaklanmış olabileceğini bildirmişlerdir. Hafif ve devamlı kuvvetler uygulanmaya devam edildiğinde dişin bukkal kısmının da yeterli miktarda intrüze olduğunu belirtmişlerdir (Yao ve diğerleri, 2004).

Benzer bir sonuç da Çifter ve Saraç tarafından bildirilmiştir. Yine bukkal ve palatinalde yerleştirdikleri mini vidalar ve TPA ile tüm maksiller posterior dişlerin intrüzyonunu hedefledikleri ve 3 farklı senaryoyu karşılaştırdıkları makalelerinde, intrüziv kuvvetlerin nasıl dağıtılacağını karar vermek amacıyla bir pilot çalışma yaptıklarını bildirmişler; palatinal ve

bukkalden eşit uygulanan kuvvetlerin molar dişte palatinal yönde devrilmeye sebebiyet verdiğini görerek bukkalden daha fazla kuvvet uygulamaya karar vermişlerdir. Kuvvet dağılımını her ne kadar kök yüzey alanlarını dikkate alarak kararlaştırmış olsalar da bu sefer vestibül yönde devrilme sonucu elde etmişler ve molar intrüzyonu yaparken meydana gelen diş hareketinin sadece kök yüzey genişliğinden etkilenmediğini; buna ek olarak diş morfolojisindeki varyasyonların, kök açılarının, alveolar kemiğin bukkal ve palatinal eğimlerindeki farklılıkların ve canlı dokunun anizotropik ve nonlineer özelliklerinin de etkili olacağını bildirmişlerdir (Çifter ve Saraç, 2011). Bu bulgular, modelimizde birinci molarda meydana gelen palatinal yöndeki devrilmeyi açıklamaktadır.

Alveolar kemiğin morfolojisi, mini vidaların konumları ve kuvvetlerin uygulandığı noktalar arasındaki vektörel ilişkiyi etkilemektedir. Palatinaldeki mini vida bukkaldeki mini vidaya göre vertikal yönde daha oklüzal bir konumda ve alveolar çıkıntının anatomisi sebebiyle transversal düzlemde dişten daha uzaktadır. Dolayısıyla palatinal kuvvet vektörünün dişin uzun aksıyla yaptığı açı, bukkal kuvvet vektöründen daha fazla olmaktadır. Bunun sonucunda palatinal kuvvetin transversal komponenti, bukkal kuvvetin transversal komponentinden daha fazla olduğundan dişin palatinal devrilmesine katkı sağlamıştır (Kravitz ve diğerleri, 2007a, 2007b). Aynı zamanda mini vidaların farklı interdental aralıklarda olması sebebiyle molar diş bir miktar meziopalatinal rotasyona uğramıştır.

İkinci molar dişin kurununun minimal miktarda meziale devrilmesinin sebebinin de birinci molar diş intrüze olurken soket çevresinde meydana getirdiği çekme gerinimlerinin (strain) kemik boyunca ikinci molar dişe iletilmesi olduğunu düşünmekteyiz.

Lee ve diğerlerinin 14 adet karşıtını kaybetmiş posterior diş mini vida desteğiyle intrüze ettikleri çalışmalarında, vertikal yöndeki yer değiştirme miktarının uzamış dişin karşıtının restorasyonu sonrası korunduğu, ancak bukkale veya palatinal devrilmiş dişlerde bukkopalatinal yönde nüks görüldüğü bildirilmiştir (Lee ve diğerleri, 2013).

Klinik şartlarda hastada meydana gelen diş hareketleri her seans takip edilerek devrilme veya rotasyon gibi istenmeyen diş hareketlerine göre mekaniklerin düzenlenmesi mümkün ve gereklidir (Çifter ve Saraç, 2011; Park ve diğerleri, 2003; Yao ve diğerleri, 2004).

### 5.3.2.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması

Bu senaryoda ölçülmüş en yüksek von Mises gerilmesi  $0,19 \text{ N/mm}^2$  olup birinci molar dişin palatinalinde kuvvet uygulanan bölgede ölçülmüştür. Benzer yüksek gerilmeler bukkal tüp hizasında da mevcuttur. Daha önceki senaryoda kuvvet uygulanan noktalar çevresinde yüksek gerilmelerin meydana geldiği görüldüğü gibi yine benzer şekilde molar diş kök uçlarında gerilmeler oldukça düşük seviyelere ulaşmıştır. Farklı olarak dikkat çeken durum gerilme değerinin yaklaşık %40 oranında düşmüş olmasıdır.

Çifter ve Saraç da yaptıkları çalışmada hem bukkal hem palatinalden intrüziv kuvvet uyguladıkları senaryolarında benzer şekilde en düşük şiddetli von Mises gerilmelerine rastlamışlardır (Çifter ve Saraç, 2011). Jeon ve diğerleri, maksiller molarlara uygulanan intrüziv kuvvetlerin kök üzerinde en çok trifurkasyon bölgesinde gerilme yarattığını ve bu durumun kök uçları yerine bu bölgede rezorpsiyon ihtimalini arttırdığını ancak burada meydana gelen rezorpsiyonların radyografik olarak tespit edilmesinin zor olduğunu bildirmişlerdir (Jeon ve diğerleri, 1999). Sugii ve diğerleri tek bir maksiller molar dişe sadece bukkalden, sadece palatinalden ve hem bukkal hem palatinalden intrüziv kuvvetler uygulayarak sonlu elemanlar analizi ile inceleme yaptıkları çalışmalarında diş üzerinde en düşük gerilmeleri hem bukkal hem de palatinalden kuvvet uyguladıkları senaryolarında tespit etmişler ve çift taraftan uygulanan kuvvetlerin tüm dokular üzerinde daha eşitçe dağıldığını bildirmişlerdir (Sugii ve diğerleri, 2018). Tüm bu çalışmalarda elde edilen bulgular elde ettiğimiz sonuçları desteklemektedir.

İkinci molar dişin mezial yüzeyi ile ikinci premoların distal yüzeyinde meydana gelmiş olan von Mises gerilmelerinin ise Şekil 31a ve 32a'da görülen mini vidalar çevresinde meydana gelmiş çekme ve basma gerilmelerinin kortikal kemik boyunca iletilip özellikle ikinci molar diş soketinin meziobukkalini etkilemesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Nitekim bu gerilmeler yer değiştirme bulgularına ikinci molar dişin meziale devrilmesi olarak yansımıştır. Mini vidalara uygulanan kuvvetlerin çevre dişlerde yarattığı gerilmelerin ileri çalışmalarla desteklenmesi önerilmektedir.

### 5.3.2.3. Kemikte Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması

Bu senaryoda kortikal kemikte üzerinde en yüksek çekme gerilme değeri 0,91 N/mm<sup>2</sup>, en yüksek basma gerilme değeri ise 0,8 N/mm<sup>2</sup> olarak ölçülmüştür. Bu değerler tüm modeller arasında kortikal kemik üzerinde ölçülmüş en yüksek gerilme değerleridir ve palatinaldeki mini vidaya komşu kortikal kemikte tespit edilmiştir.

Gracco ve diğerlerinin çalışmasında, kemiğin dayanıklılık limitine yakın değerlerde meydana gelen gerilmelerin kemikte mikro kırıklar oluşturduğu, bu mikro hasarın enflamatuvar reaksiyonlara sebep olmasıyla kemik rezorpsiyonunu tetiklediği ve mini vida kaybına yol açabildiği ifade edilmiştir (Gracco ve diğerleri, 2009). Frost; kortikal kemikte mikro hasarın, gerinim değeri 3000-4000 mikrostrain'i geçtiğinde görüldüğünü, bu değer 45-60 N/mm<sup>2</sup> gerilme değerine karşılık geldiğini bildirmiştir (Frost, 1994). Boccacio ve diğerleri ise, kortikal kemiğin dayanıklılık limitinin 122 N/mm<sup>2</sup> olduğunu göstermişlerdir (Boccaccio ve diğerleri, 2006). Bu çalışmada elde edilen gerilme değerleri bu rakamların çok altında kaldığından, tüm senaryolarda kullanılan mini vidaların stabiliteelerini biyomekanik açıdan koruyacaklarını söyleyebiliriz.

Palatinal mini vida çevresinde, bukkal mini vidadan daha yüksek gerilmelerin tespit edilmiş olmasına gerekçe olarak, alveolar kemiğin bukkal ve palatinal eğim farklılığı dolayısıyla palatinal mini vidanın koronal bölgesinde kemik dışında kalan kısmının daha fazla olmasını gösterebiliriz. Lin ve diğerleri, mini vida çevresinde meydana gelen gerilmeleri ve mini vida stabilitesini etkileyen en önemli faktörlerden birinin mini vidanın kemik dışında kalan kısmının uzunluğu olduğunu bildirmişler, kemik içinde kalan kısmın miktarından bağımsız olarak düşük gerilmeler ve yüksek stabilite için dışarda kalan kısmın mümkün olduğunca azaltılmasını önermişlerdir (Lin ve diğerleri, 2010). Duaibis ve diğerleri de aynı sonuca ulaşmış, buna ek olarak palatinal alveolar bölgedeki kalın mukozanın yarattığı biyomekanik dezavantajı azaltmak amacıyla mini vida çapının artırılmasını önermişlerdir (Duaibis ve diğerleri, 2012). Palatinal mini vida etrafında daha yüksek gerilme meydana gelmesine sebep olabilecek başka bir etmen de mini vidaların dişlere olan mesafeleri arasındaki farktır. Palatinal mini vida, palatinal arter ve sinir trasesinden uzak tutulmak istendiği için daha koronalde yani, birinci molar ve ikinci premolar dişlere daha yakın konumlandırılmıştır. Albogha ve Takahashi yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında,

mini vidaların periodontal ligamente yakın konumlandırılmasının mini vida çevresindeki gerilmeleri arttırdığını bildirmişlerdir (Albogha ve Takahashi, 2019). Bu iki önemli etmen, senaryoda iki mini vida çevresindeki gerilme şiddetleri arasındaki farkı açıklamaktadır.

Bu senaryonumuzda birinci molar dişte palatinale ve meziale devrilerek intrüzyon hareketi tespit edilmişti. Birinci molar dişin hemen her yüzeyinde yüksek von Mises gerilmeleri oluşmuştu. Kortikal kemikte bu bulgulara uygun olarak, alveolar çıkıntının palatinalini daha çok etkilemiş basma gerilmeleri, birinci molar diş soketi içinde de homojen dağılmış basma ve çekme gerilmeleri görülmektedir. Dolayısıyla kemikte meydana gelen gerilmeler, diş hareketleri ve dişlerdeki von Mises gerilmeleri birbirleriyle uyum içindedir.

İkinci modelde spongioz kemikte meydana gelmiş en büyük çekme gerilme değeri 0,015 N/mm<sup>2</sup>, en büyük basma gerilme değeri de 0,008 N/mm<sup>2</sup>'dir. Yani çekme gerilme değeri kortikal kemiktekinin yaklaşık 60'da 1'ine, basma gerilme değeri ise 100'de 1'ine düşmüştür. Meher ve diğerleri bu durumu; kortikal kemiğin spongioz kemiğe göre daha yüksek esneklik katsayısına sahip olması sonucunda kuvvetin, mini vidadan vida-kemik ara yüzüne iletilirken kortikal kemikte daha fazla gerilmeye yol açması olarak açıklamışlardır (Meher ve diğerleri, 2012). Mini vidaya uygulanan kuvvetlerin kortikal kemikte spongioz kemiğe oranla daha yüksek gerilmelere sebep olması başka araştırmacılar tarafından da bildirilmiştir (Gracco ve diğerleri, 2009; Singh ve diğerleri, 2012).

Spongioz kemikte gerilmeler kortikal kemiğe göre düşük seviyelerde ve daha dar alanlarda etkili olmuştur.

### **5.3.3. Üçüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması**

#### **5.3.3.1. Dişlerde meydana gelen yer değiştirmelerin tartışılması**

Sağ birinci ve ikinci molar dişler arasına yerleştirilmiş tek bir mini vidadan uzamış birinci molar dişe intrüzyon kuvveti uygulanan ve her iki maksiller birinci moların TPA ile

bağlandığı üçüncü senaryomuzda, birinci molar dişte hafif distale ve bukkale devrilerek gerçekleşmiş bir intrüzyon hareketi görmekteyiz.

İkinci senaryoda gerçekleşen palatinal devrilme bu sefer sadece bukkalden kuvvet uygulandığı için daha düşük miktarda bukkal yönde meydana gelmiştir. Bu durum, Kawamura ve diğerlerinin molar intrüzyonu için bukkal bölgeye yerleştirilen mini vidalardan uygulanan kuvvetlerin molar dişin bukkale devrilmesiyle sonuçlanacağını bildirmesiyle desteklenmektedir (Kawamura ve diğerleri, 2022). Benzer şekilde, dişin sadece distalinde bulunan mini vidadan kuvvet uygulanması sebebiyle ikinci senaryodan farklı olarak, dişin kuru distale devrilmiştir.

Başka bir fark da, üçüncü senaryoda birinci molar dişte görülen apikal yöndeki hareketin ikinci senaryodakine kıyasla daha az miktarda gerçekleşmiş olmasıdır. Bu bulgular Pekhale ve diğerlerinin çalışması ile Çifter ve Saraç'ın çalışmasında elde edilenlerle paralellik göstermektedir (Çifter ve Saraç, 2011; Pekhale ve diğerleri, 2016). Çifter ve Saraç'ın çalışmasında braket ve segmental ark telleriyle blok haline getirilmiş maksiller posterior dişlerin intrüzyonu amacıyla üç farklı senaryo tasarlanmıştır. İlk senaryoda her bir segment için bukkale iki, palatinal iki mini vida yerleştirilmiş, ikinci senaryoda sadece bukkale iki mini vida yerleştirilip palatinalden hem premolarlardan hem de birinci molarlardan geçen iki adet TPA ile desteklenmiş, üçüncü senaryoda ise bukkale sadece bir adet mini vida yerleştirilip palatinalden sadece birinci molar dişlerden geçen bir TPA ile desteklenmiştir. Tüm senaryolarda tek bir segmente 300 gram kuvvet uygulanmış ancak birden fazla mini vida yerleştirilen birinci ve ikinci senaryolarda bu kuvvet dişlerin bukkal ve palatinal köklerinin yüzey alanlarıyla doğru orantılı olacak şekilde paylaştırılmıştır. Çalışmamıza benzer olarak en fazla intrüzyon hareketi hem bukkal hem de palatinalden kuvvet uygulanan senaryoda görülmüş, dişlerin bukkale olan devrilmesi ise ilk senaryoda minimum, ikinci senaryoda daha fazla ve üçüncü senaryoda en fazla şiddette meydana gelmiştir. İkinci ve üçüncü senaryolardaki artmış devrilmenin sebebinin, TPA'ların yeterince direnç gösterememesi olduğunu savunmuşlardır. Bu çalışmada bukkale devrilmenin çok az görülmesinin, Çifter ve Saraç'ın çalışmasına göre daha düşük kuvvet (100 gram kuvvet) uygulamamızdan, kuvvetin tüm bir segment yerine tek bir dişe etki etmesinden ve TPA'nın tek bir diş karşısında, tüm bir segmente göre daha rijid davranmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Tek bir maksiller molar dişin direnç merkezi ile braket ve kalın ark telleriyle blok haline getirilmiş segmentin

direnç merkezi karşısında meydana gelen hareketler önemli farklılıklar göstermektedir (Graber ve diğerleri, 2011; Kojima ve Fukui, 2014; Proffit, 2000).

Çalışmalarda, yeterince rijid bir TPA kullanılan sistemlerde zamanla dikleştirme etkisinin gerçekleşeceği ve sarkık palatinal tüberküllerin sebep olduğu okluzal çatışmaların düzeleceği; sonlu elemanlar analizindeki yer değiştirme bulgularının sadece kuvvetin ilk uygulandığı anı simüle ettiği, devam eden tedavi boyunca kuvvet sistemlerinin değişeceği ve bireylerdeki biyolojik yanıtların da etkisiyle sonuçların farklılık göstereceği bildirilmiştir (Çifter ve Saraç, 2011; Kojima ve Fukui, 2008; Pekhale ve diğerleri, 2016).

Kojima ve Fukui'nin TPA ile bağlı maksiller birinci molar dişe mezial yönde 1 N şiddetinde kuvvet uyguladıkları başka bir çalışmalarında da bildirdikleri gibi, bu çalışmada da TPA bulunmayan ikinci senaryodaki diş hareketleri ile karşılaştırıldığında bu senaryoda TPA'nın molar rotasyonunu önemli ölçüde engellediği söylenebilir (Kojima ve Fukui, 2008).

### **5.3.3.2. Dişlerde meydana gelen gerilmelerin tartışılması**

Üçüncü modelde dişler üzerinde meydana gelmiş en yüksek von Mises gerilme değeri 0,18 N/mm<sup>2</sup> olup yine sağ birinci molar dişin bukkal yüzeyinde, kuvvetin diş üzerinde uygulandığı noktada ölçülmüştür.

Bu modelde göze çarpan durum palatinal yüzeyin servikal hat hariç yüksek gerilmelerden etkilenmemiş olmasıdır. Bu durumun, molar dişin TPA'ya bağlı olması ve 100 gram kuvvetin sadece bukkalde bulunan mini vidadan uygulanmasından kaynaklandığı söylenebilir. İkinci senaryo ile bu senaryo karşılaştırıldığında toplam aynı şiddette kuvvet uygulanmasına ve birbirine çok yakın von Mises gerilme değerleri elde edilmiş olmasına karşın gerilmelerin dağılımında farklılık meydana gelmiştir. Her iki taraftan 50'şer gram kuvvet uygulanan ikinci senaryoda daha homojen gerilmelerin meydana gelmesi beklenen bir durumdur (Çifter ve Saraç, 2011; Jeon ve diğerleri, 1999; Sugii ve diğerleri, 2018). Pekhale ve diğerleri yaptıkları çalışmada iki taraflı uygulanan kuvvetlerin, TPA ile dengelenen mekaniklere göre daha uniform gerilme dağılımı sağladığını bildirmişlerdir (Pekhale ve diğerleri, 2016). Homojen kuvvet dağılımı ile periodontal ligamentin gerilmeleri daha iyi

karşılıdığı için biyomekanik olarak daha avantajlıdır (Consolaro, 2014). Jeon ve diğerleri 300 gram kuvvet distalizasyon kuvveti uyguladıkları maksiller molar dişe ek olarak ters yönlü rotasyon ve ters yönlü devrilme momentleri uygulamışlardır. Bu sayede daha yüksek kuvvetler uygulanmasına rağmen gerilmeler oldukça azalmış ve daha paralel diş hareketi elde edilmiştir. Çalışmada molar dişte meydana gelen gerilmelerin moment-kuvvet oranındaki değişikliklerden hayli etkilendiği bildirilmiştir (Jeon ve diğerleri, 1999). Buna dayanarak mevcut senaryo klinikte uygulamaya geçirildiğinde gerilmelerin daha homojen dağılımı ve dişin devrilmeden intrüzyonunu sağlamak için TPA'ya bukkal kök torku ve/veya ters yönlü rotasyon bükümleri uygulanabilir.

Üçüncü senaryomuzda ikinci molar dişin mezial yarısı von Mises gerilmelerinden birinci senaryoya göre daha fazla etkilenmiştir. Bu durumu ikinci senaryoda bukkaldeki mini vidadan 50 gram kuvvet; üçüncü senaryoda ise 100 gram kuvvet uygulanması dolayısıyla Şekil 40a ve 41a'da görüldüğü üzere mini vida çevresinde meydana gelen çekme ve basma gerilmelerinin artmasından ve daha geniş bir alana yayılmasından kaynaklandığını söyleyebiliriz. Bu senaryodaki bukkal yüzeyde ve furkasyon bölgesinde yoğunlaşmış gerilmeler ile dişte meydana gelen bukkal yönlü devrilmenin eşlik ettiği intrüzyon hareketi birbirleriyle örtüşmektedir.

### **5.3.3.3. Kemikte Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması**

Üçüncü modelimizde kortikal kemikte ölçülmüş en yüksek değerler ise maksimum asal gerilme için  $0,38 \text{ N/mm}^2$ , minimum asal gerilme için  $0,42 \text{ N/mm}^2$  olmuştur. Bu değerler bukkal mini vida çevresinde ölçülmüş olup, ikinci senaryodakilerden yaklaşık %50 oranında düşüktür. Bu bulgulara bakarak gerilme şiddeti üzerinde, mini vidaların kemik dışında kalan kısımları ve konumları arasındaki fark; mini vida başına uygulanan kuvvetten (ikinci senaryoda 50 gram kuvvet, bu senaryoda 100 gram kuvvet) daha büyük rol oynamıştır diyebiliriz. Mini vida çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen gerilmeleri etkileyen faktörleri inceleyen sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, en önemli faktörlerin sırasıyla mini vida materyali, mini vidanın kemik dışında kalan kısmının uzunluğu ve mini vida çapı



olduğu bildirilmiştir (Duaibis ve diğerleri, 2012; Lin ve diğerleri, 2010). Çalışmamızdaki bulgular da bu çalışmalarını destekler niteliktedir.

Modelde hem çekme hem basma gerilmeleri çoğunlukla bukkal bölgede meydana gelmiştir. Kojima ve Fukui de sonlu elemanlar analizi çalışmalarında TPA kullanılan senaryoda gerilmelerin önemli ölçüde azaldığını tespit etmişlerdir (Kojima ve Fukui, 2014). Dolayısıyla mevcut senaryomuzda palatinal bölgede düşük gerilmeler görülmesinin sebebi olarak TPA mevcudiyetini gösterebiliriz.

Özellikle basma gerilmelerinin birinci molar soketinin sadece bukkal kısmını etkilemiş olması, bu dişte meydana gelmiş bukkal yönlü devrilme ile uyumludur.

Spongioz kemikte ise, çekme gerilmelerinin en yüksek değeri 0,012 N/mm<sup>2</sup> olarak, basma gerilmelerinin en yüksek değeri ise 0,009 N/mm<sup>2</sup> olarak bukkaldeki mini vidanın komşuluk ettiği kemik üzerinde ölçülmüştür. İkinci, üçüncü ve dördüncü senaryo arasında bu değerler birbirlerine oldukça yakın bulunmuştur. İlk iki senaryoya benzer şekilde spongioz kemikte meydana gelen gerilmelerin dağılımı, kortikal kemikle benzer ancak daha dar bir alanı etkilemektedir. Buradan çıkarılabilecek sonuç daha önce de tartışıldığı üzere, mini vidalara uygulanan kuvvetlerin çoğunlukla kortikal kemikle karşılandığıdır.

### **5.3.4. Dördüncü Modele Ait Bulguların Tartışılması**

#### **5.3.4.1. Dişlerde Meydana Gelen Yer Değiştirmelerin Tartışılması**

Mousetrap aparatı kullanılarak sadece palatinalden intrüzyon kuvveti uygulanan son senaryomuzda sağ birinci molar dişte bir miktar palatinal ve de distale devrilmeyle birlikte intrüzyon hareketi gerçekleşmiştir. Bu intrüzyonun miktarı ikinci modelden az ancak üçüncü modelden fazladır. Palatinal devrilme miktarı ise ikinci senaryo ile neredeyse aynıdır. Molar rotasyonu ise TPA sayesinde göz ardı edilebilecek kadar az gerçekleşmiştir (Kojima ve Fukui, 2008). Bu model, vertikal düzlemde sadece ve sadece intrüzyon hareketi tespit edilen tek

modeldir. Dolayısıyla tüm senaryolar arasında açık kapanış eğilimi olan hastalarda tek veya çift taraflı olarak kullanıma daha uygun olan mekaniktir (Wilmes ve diğerleri, 2018).

TPA'nın molar diş bandının distalinden yerleştirilip TPA aracılığı ile distopalatinalinden kuvvet uygulanmış olması (Şekil 16d) doğal olarak molar dişin palatine ve distale devrilmesi ile sonuçlanmıştır. Daha önceki senaryolarda da açıklandığı üzere; yeterli rijiditeye sahip bir TPA ile bu durumun klinikte yeterli süre tanındığında düzelmesi beklenmektedir (Kojima ve Fukui, 2008, 2014).

Sagittal ve transversal düzlemlerde keser dişlerde gözlemlenen ancak bileşke yer değiştirme diagramına yansımaya asimetrik diş hareketlerinin, sert damaktaki mini vidalardan sadece sağ tarafa doğru uzanan ve tek taraflı kuvvet uygulanan mekaniğin sebep olduğu rotasyonel kuvvetlerin kemikte yarattığı basma-çekme gerilmelerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz (Şekil 49a ve 50a). Çalışmalarda, özellikle tork veya rotasyonel kuvvetlerin olduğu durumlarda tek mini vidanın biyomekanik olarak yetersiz kalabileceği ve gevşeyebileceği, daha yüksek stabilite için iki mini vidalı sistemlerin tercih edilmesi gerektiği ve bu sistemlerin daha yüksek kuvvetleri karşılayabildiği bildirilmiştir (Colonna ve diğerleri, 2020; Kuang ve diğerleri, 2021).

Tüm senaryolar meydana gelen diş hareketleri açısından kıyaslanacak olursa; ilki hariç tüm modellerde minimal devrilmeler göz ardı edildiğinde yeterli molar intrüzyonu elde edilmiş olup, klinikte hangi mekaniğin uygulanacağını kararının vakaya özel durumların değerlendirilmesiyle verilmesini önermekteyiz (Çifter ve Saraç, 2011; Pekhale ve diğerleri, 2016).

#### **5.3.4.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması**

Bu modelde dişler üzerinde meydana gelmiş en yüksek von Mises gerilme değeri 0,17 N/mm<sup>2</sup>'dir ve bu değer tüm senaryolar arasında en düşük olanıdır. Diğer senaryolarda da görüldüğü üzere maksimum değer kuvvetin diş uygulandığı nokta olan birinci molar kuronunun palatinalinde ölçülmüştür.

Yüksek gerilmeler bukkalde molar bantının servikal ve okluzal sınırlarında, dişin palatinal orta üçlüsünde, distopalatinal yüzeyinde ve özellikle trifurkasyonun mezial ve palatinalinde görülmektedir. Homojenlik açısından kıyaslayacak olursak son üç model arasında en heterojen gerilme dağılımına sahip modeldir. Bu bulgular, Sugii ve diğerlerinin çalışmasında sadece palatinal yönden kuvvet uygulanan maksiller molar dişte tespit edilen gerilmelerle büyük benzerlik göstermektedir. Aynı çalışmada mezial furkasyon ve palatinal üçlüde görülen yüksek gerilmelere ek olarak TPA gibi dengeleyici bir eleman kullanılmadığından şiddetli devrilme hareketi de tespit edilmiştir (Sugii ve diğerleri, 2018). Bizim senaryomuzda ise TPA'nın devrilme ve rotasyonu önemli ölçüde engellediği söylenebilir (Bobak ve diğerleri, 1997; Melo ve diğerleri, 2008).

Yine ikinci molar dişin mezial kontak yüzeyi boyunca meydana gelmiş von Mises gerilmelerinin ise Şekil 49a ve 50a'da görülen çekme ve basma gerilmelerinin ikinci molar diş soketinin iç duvarları boyunca iletilmesinden kaynaklanmış olduğunu düşünmekteyiz.

Sol ikinci molar dişin palatinal yüzeyinde de, TPA'nın molar bantına bağlandığı bölgede yüksek gerilmeler görülmektedir. Bu durum da TPA üzerine lehimlenmiş bir çentik aracılığıyla uygulanan intrüzyon kuvvetinin TPA aracılığıyla ikinci molar dişe iletilmesi sebebiyle gerçekleşmiştir.

#### **5.3.4.3. Kemikte Meydana Gelen Gerilmelerin Tartışılması**

Bu modelde kortikal kemikte ölçülmüş en yüksek çekme gerilmesi değeri  $0,25 \text{ N/mm}^2$ , en yüksek basma gerilmesi değeri de  $0,1 \text{ N/mm}^2$ 'dir ve önde konumlandırılmış mini vida çevresinde ölçülmüştür. Bu değerler son üç senaryoda ölçülmüş en yüksek gerilmeler arasında en düşük olanlarıdır.

Her ne kadar bu değerler arasında büyük farklar olmasa da bu senaryoda mini vida çevresinde daha düşük miktarda gerilmeler görülmesinin sebebinin iki adeta mini vidanın splintlenmesi ve bu senaryoda kullanılan mini vidaların daha kalın olmasıyla açıklayabiliriz. Mini vida çapının ve sayısının arttırılmasının çevresindeki kortikal kemik üzerinde meydana

gelen gerilmeleri azalttığı birçok araştırmacı tarafından bildirilmiştir (Chen ve diğerleri, 2006; Duaibis ve diğerleri, 2012; Lin ve diğerleri, 2010; Lu ve diğerleri, 2015).

Kuvvet uygulanan tarafta gerilme meydana gelmesi beklenirken bu modelde alveolar kret üzerinde birinci molar diş soketi dışında gerilme meydana gelmemiştir. Bunun sebebinin kuvvet uygulanan taraf olan palatinal bölgede aynı zamanda TPA bulunması olduğunu söyleyebiliriz. TPA, çevre dokuda yüksek gerilme meydana gelmesini engellemiştir (Kojima ve Fukui, 2008).

Bu senaryoda kortikal kemikte meydana gelmiş en yüksek basma ve çekme gerilmeleri ikinci ve üçüncü senaryolardan farklı olarak mini vidanın ters taraflarında ölçülmüştür. En yüksek basma gerilmesi öndeki mini vidanın solunda, en yüksek çekme gerilmesi ise mini vidanın sağında meydana gelmiştir. Ek olarak spongioz kemikte de en yüksek basma gerilmesi öndeki mini vidanın sağında, en yüksek çekme gerilmesi ise mini vidanın solunda ölçülmüştür. Bu bulgulara göre mekanikte kitlesel rotasyon eğilimi görülmektedir. Gracco ve diğerleri ile Liu ve diğerleri bu durumu bükülme efekti olarak açıklamış, bazı kuvvetler karşısında mini vidanın, kemiğe osseointegre olmadığı için kortikal ve spongioz kemiğin kontak alanına yakın bir yer etrafında rotasyona uğradığını bildirmişlerdir (Gracco ve diğerleri, 2009; Liu ve diğerleri, 2012). Bu durumda mini vidanın başı ile apikalinin ters yönlerde harekete zorlanacağı düşünülebilir. Senaryomuzda kortikal ve spongioz kemikte, maksimum basma ve çekme gerilmelerin farklı yönlerde izlenmesinin nedeninin bu etki olduğunu düşünmekteyiz.

Spongioz kemikte ise ölçülen en yüksek çekme gerilme değeri  $0,013 \text{ N/mm}^2$ , en yüksek basma gerilme değeri ise  $0,007 \text{ N/mm}^2$ 'dir ve son üç senaryoyla oldukça yakın değerlerdedir. Yine diğer senaryolara benzer şekilde gerilmeler, kortikal kemikle benzer bölgeleri etkilemekte ancak daha dar bir alanda görülmektedir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, karşılığını kaybetmesi sebebiyle uzamış maksiller birinci molar diş klinikte uygulanması en olası olan dört farklı mekanik tercih edilerek etkileri sonlu elemanlar analiziyle karşılaştırılmıştır. Hiçbir senaryoda dişler veya çevre dokulara zarar verebilecek, rezorpsiyona veya mini vida kaybına sebep olabilecek bir sonuçla karşılaşılmasıdır. Ancak ilk senaryo, lokalize bir problemi çözmek için tüm dişlere braket ve teller uygulanması açısından dezavantaja sahip olması, daha çok da meydana getirdiği istenmeyen diş hareketleri sebebiyle klinikte uygulanması önerilmeyen tek senaryo olmuştur.

Diğer senaryolar küçük nüanslar dışında benzer sonuçlar elde etmemizi sağlamışlardır. Ancak birbirlerine göre çeşitli avantaj ve dezavantajlara sahiptirler. Ortodontistler bu farklılıkları değerlendirerek her vakaya en uygun mekaniği planlayabilir, dezavantajları kendi lehlerinde kullanabilir ve düzenli takiplerle mekaniklerde küçük değişiklikler yaparak hedefledikleri sonuca ulaşabilirler.

Sonlu elemanlar analizi canlı bir organizmaya ait tüm özellikleri yansıtamamakla beraber klinikte gözlemleyemeyeceğimiz birçok mekanizmanın anlaşılmasını sağlayan güvenilir bir yöntemdir. Bu yöntemle elde ettiğimiz önemli sonuç ve önerilerden bazıları şu şekildedir:

-Posterior dişlerde vertikal olarak 3 mm seviye farkı bulunan vakalarda tüm dişlere devamlı ark teli geçirilerek seviyelenmesi çoğunlukla ekstrüzyon ve devrilmelere sebep olacağından tercih edilmemeli, öncelikle lokalize yöntemlerle bu seviye farkı giderilmelidir.

-Mini vidalar özellikle molar intrüzyonu gibi zor gerçekleştirilen diş hareketlerini elde etmede oldukça yardımcı, ağız içinde birçok yere uygulanarak farklı mekaniklerin uygulanmasına müsaade eden, biyomekanik açıdan yeterince iyi özelliklere sahip elemanlardır.

-Maksiller birinci molar diş intrüziv kuvvetlere maruz kaldığında sagittal yönde, transversal yöne göre daha kolay devrilmektedir. Sagittal yöndeki devrilme ağırlıklı olarak kuvvetin uygulanma noktasından etkilenirken, transversal yöndeki devrilmelerde direnç merkezi daha

etkili olmakta ve molar diş intrüziv kuvvetler karşısında palatinale devrilme eğilimi göstermektedir.

-TPA, molar dişlerde rotasyon ve devrilmeleri büyük ölçüde engellemekte ve dokular üzerindeki gerilmelerin azalmasını sağlamaktadır. Özellikle tek taraflı kuvvet uygulanan mekaniklerde mutlaka rijid bir TPA kullanılmalıdır.

-Tek bir molar dişe uygulanan 100 gram kuvvet intrüzyon kuvveti, tüm senaryolarda diş ve kemikler üzerinde yıkıcı olmayan ve kabul edilebilir şiddetlerde gerilmeler meydana getirmiştir.

-Çift taraflı uygulanan kuvvetler daha homojen dağılımlı gerilmeler sağlamakta ancak kuvvetlerin şiddet dağılımı, uygulama noktaları ve doğrultularına dikkat edilmelidir.

-Uygulanan kuvvetler spongioz kemiğe dişler aracılığıyla mini vidalara kıyasla daha çok iletilmektedir. Mini vidalara uygulanan kuvvetlerin büyük çoğunluğu kortikal kemik ile karşılanmaktadır.

-Mini vida çevresinde meydana gelen gerilmeleri en çok etkileyen faktörlerden bazıları, mini vidanın kemik dışında kalan kısmının uzunluğu, dişlere olan yakınlığı ve çapıdır. Bu faktörlere kıyasla uygulanan kuvvetin şiddeti ve mini vidanın kemik içinde kalan kısmının uzunluğu daha düşük etkilere sahiptir.

-Kök rezorpsiyon riskinin yüksek olduğu bir vakada çift taraflı intrüziv kuvvetlerin uygulandığı mekanikler, periodontal problemlerin olduğu bir vakada ise son senaryodaki gibi kuvvetin uygulandığı taraftan TPA ile desteklenen mekanikler tercih edilebilir.

-Bulgularımız, çift taraflı kuvvetlerle birlikte TPA uygulanan mekaniklerin hem dişlerde hem de kemik dokularda meydana getirdiği gerilmeler açısından daha ideal sonuçlar sağlayacağına işaret etmekte olup; bu şekilde kurgulanmış senaryoların incelendiği bir çalışma yapılması tarafımızca önerilmektedir.

Çalışmamızın sonuçları değerlendirilirken sonlu elemanlar analizinin bir simülasyon olduğu, yer değiştirme verilerinin anlık olduğu unutulmamalıdır. Ayrıca araştırmamızda kemik yoğunluğu, kortikal kemik kalınlığı, dişetin özellikleri gibi parametrelerin ideal şekilde ele alındığı göz önünde bulundurulmalıdır. Burada önemli olan nokta, klinisyenin

tedavi yöntemlerinin her açıdan etkisini değerlendirerek, bireye özgü en uygun tedavi yöntemini seçilmesidir.

## KAYNAKLAR

- Abass, S. K., & Hartsfield, J. K. (2007). Orthodontics and External Apical Root Resorption. *Seminars in Orthodontics*, 13(4), 246–256. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2007.08.006>
- Acar, A., Canyürek, U., Kocaaga, M., & Erverdi, N. (1999). Continuous vs. discontinuous force application and root resorption. *The Angle Orthodontist*, 69(2), 154–159. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1999\)069<0159:CVDFAA>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1999)069<0159:CVDFAA>2.3.CO;2)
- Adıgüzel, Ö. (2010). SONLU ELEMANLAR ANALizi: DERLEME BÖLÜM I: Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11(1), 18–23.
- Ahmad, R., Bates, J. F., & Lewis, T. T. (1982). Measurement of strain rate behaviour in complete mandibular dentures. *Biomaterials*, 3(2), 87–92. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0142-9612\(82\)90039-4](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0142-9612(82)90039-4)
- Akkaya, S., & Haydar, S. (1996). Post-retention results of spring-loaded posterior bite-block therapy. *Australian Orthodontic Journal*, 14(3), 179–183.
- Akkaya, Sevil. (2019). *Post-retention results of spring-loaded posterior bite-block therapy. October 1996.*
- Akkaya, Sevil, Haydar, S., & Bilir, E. (2000). Effects of spring-loaded posterior bite-block appliance on masticatory muscles. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(2), 179–183. <https://doi.org/10.1067/mod.2000.104809>
- Albogha, M. H., & Takahashi, I. (2019). Effect of loaded orthodontic miniscrew implant on compressive stresses in adjacent periodontal ligament. *Angle Orthodontist*, 89(2), 235–241. <https://doi.org/10.2319/122017-873.1>
- Albogha, M. H., Takahashi, I., & Sawan, M. N. (2015). Early treatment of anterior open bite: Comparison of the vertical and horizontal morphological changes induced by magnetic



- bite-blocks and adjusted rapid molar intruders. *Korean Journal of Orthodontics*, 45(1), 38–46. <https://doi.org/10.4041/kjod.2015.45.1.38>
- Aldikaçti, M., Açikgöz, G., Türk, T., & Trisi, P. (2004). Long-term evaluation of sandblasted and acid-etched implants used as orthodontic anchors in dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(2), 139–147. <https://doi.org/10.1016/S0889540603006292>
- Alesia, K., & Khalil, H. S. (2013). Reasons for and patterns relating to the extraction of permanent teeth in a subset of the Saudi population. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 5(July 2013), 51–56. <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S49403>
- Alexander, J. M., Sickels, J. E. Van, & Van Sickels, J. E. (1979). Posterior maxillary osteotomies: An aid for a difficult prosthodontic problem. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 41(6), 614–617. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(79\)90055-6](https://doi.org/10.1016/0022-3913(79)90055-6)
- Alexander, J. M., & Van Sickels, J. E. (1979). Posterior maxillary osteotomies: An aid for a difficult prosthodontic problem. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 41(6), 614–617. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(79\)90055-6](https://doi.org/10.1016/0022-3913(79)90055-6)
- Algera, T. J., Feilzer, A. J., Pahl-Andersen, B., & Kleverlaan, C. J. (2011). A comparison of finite element analysis with in vitro bond strength tests of the bracket-cement-enamel system. *European Journal of Orthodontics*, 33(6), 608–612. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjq112>
- Alsafadi, A. S., Alabdullah, M. M., Saltaji, H., Abdo, A., & Youssef, M. (2016). Effect of molar intrusion with temporary anchorage devices in patients with anterior open bite: A systematic review. *Progress in Orthodontics*, 17(1). <https://doi.org/10.1186/s40510-016-0122-4>
- Altuna, G., & Woodside, D. G. (1985). Response of the midface to treatment with increased vertical occlusal forces. Treatment and posttreatment effects in monkeys. *The Angle Orthodontist*, 55(3), 251–263. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1985\)055<0251:ROTMTT>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1985)055<0251:ROTMTT>2.0.CO;2)
- Anjankar, V. P., Gupta, S. D., Nair, S., Thaduri, N., Trivedi, G. N., & Budhiraja, V. (2014).

- Analysis of position of greater palatine foramen in central Indian adult skulls: a consideration for maxillary nerve block. *Indian Journal of Pharmaceutical and Biological Research*, 2(01), 51–54. <https://doi.org/10.30750/ijpbr.2.1.8>
- Antoun, J. S., Mei, L., Gibbs, K., & Farella, M. (2017). Effect of orthodontic treatment on the periodontal tissues. *Periodontology* 2000, 74(1), 140–157. <https://doi.org/10.1111/prd.12194>
- Arat, M., & Iseri, H. (1992). Orthodontic and orthopaedic approach in the treatment of skeletal open bite. *European Journal of Orthodontics*, 14(3), 207–215. <https://doi.org/10.1093/ejo/14.3.207>
- Ardekian, L., Oved-Peleg, E., Mactei, E. E., & Peled, M. (2006). The clinical significance of sinus membrane perforation during augmentation of the maxillary sinus. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 64(2), 277–282. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2005.10.031>
- Ari-Demirkaya, A., Al Masry, M., & Erverdi, N. (2005). Apical root resorption of maxillary first molars after intrusion with zygomatic skeletal anchorage. *The Angle Orthodontist*, 75(5), 761–767. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)75\[761:ARROMF\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)75[761:ARROMF]2.0.CO;2)
- Asscherickx, K., Hanssens, J. L., Wehrbein, H., & Sabzevar, M. M. (2005). Orthodontic anchorage implants inserted in the median palatal suture and normal transverse maxillary growth in growing dogs: A biometric and radiographic study. *The Angle Orthodontist*, 75(5), 826–831. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)75\[826:OAIHIT\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)75[826:OAIHIT]2.0.CO;2)
- Assunção, W. G., Ricardo Barão, V. A., Tabata, L. F., Gomes, É. A., Delben, J. A., & Dos Santos, P. H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(4), 1173–1177. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181acdb81>
- Battistuzzi, P., Käyser, A., & Peer, P. (1987). Tooth loss and remaining occlusion in a Dutch population. *Journal of Oral Rehabilitation*, 14(6), 541–547. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1987.tb00750.x>
- Baumgaertel, S. (2009). Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. *American Journal of Orthodontics and*

*Dentofacial Orthopedics*, 136(1), 104–108. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.11.020>

Baumgaertel, S. (2011). Cortical bone thickness and bone depth of the posterior palatal alveolar process for mini-implant insertion in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(6), 806–811. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.05.020>

Baumgaertel, S., & Hans, M. G. (2009). Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(2), 230–235. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.10.045>

Baumgaertel, S., Smuthkochorn, S., & Palomo, J. M. (2016). Intrusion method for a single overerupted maxillary molar using only palatal mini-implants and partial fixed appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 149(3), 411–415. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2015.10.016>

Bayani, S., Heravi, F., Radvar, M., Anbiaee, N., & Madani, A. S. (2015). Periodontal changes following molar intrusion with miniscrews. *Dental Research Journal*, 12(4), 379–385. <https://doi.org/10.4103/1735-3327.161462>

Bernhart, T., Vollgruber, A., Gahleitner, A., Dörtbudak, O., & Haas, R. (2000). Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant. *Clinical Oral Implants Research*, 11(6), 595–601. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.011006595.x>

Blaushild, N., Michaeli, Y., & Steigman, S. (1992). Histomorphometric study of the periodontal vasculature of the rat incisor. *Journal of Dental Research*, 71(12), 1908–1912. <https://doi.org/10.1177/00220345920710121001>

Block, M. S., & Hoffman, D. R. (1995). A new device for absolute anchorage for orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 107(3), 251–258. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(95\)70140-0](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(95)70140-0)

Bobak, V., Christiansen, R. L., Hollister, S. J., & Kohn, D. H. (1997). Stress-related molar responses to the transpalatal arch: a finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 112(5), 512–518.

[https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(97\)90100-1](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(97)90100-1)

- Boccaccio, A., Lamberti, L., Pappalettere, C., Carano, A., & Cozzani, M. (2006). Mechanical behavior of an osteotomized mandible with distraction orthodontic devices. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2907–2918. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.09.016>
- Branemark, P.-I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50, 399–410.
- Brånemark, P.-I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindström, J., & Ohlsson, Å. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3(2), 81–100.
- Brudvik, P., & Rygh, P. (1993a). Non-clast cells start orthodontic root resorption in the periphery of hyalinized zones. *European Journal of Orthodontics*, 15(6), 467–480. <https://doi.org/10.1093/ejo/15.6.467>
- Brudvik, P., & Rygh, P. (1993b). The initial phase of orthodontic root resorption incident to local compression of the periodontal ligament. *European Journal of Orthodontics*, 15(4), 249–263. <https://doi.org/10.1093/ejo/15.4.249>
- Brudvik, P., & Rygh, P. (1994). Root resorption beneath the main hyalinized zone. *European Journal of Orthodontics*, 16(4), 249–263. <https://doi.org/10.1093/ejo/16.4.249>
- Budynas, R. G., & Nisbett, J. K. (2011). *Shigley's Mechanical Engineering Design* (9th ed.). The McGraw-Hill Companies.
- Burstone, C. R. (1977). Deep overbite correction by intrusion. *American Journal of Orthodontics*, 72(1), 1–22. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(77\)90121-x](https://doi.org/10.1016/0002-9416(77)90121-x)
- Caputo, A. A., & Standlee, J. P. (1987). Structures and design. In A. A. Caputo (Ed.), *Biomechanics In Clinical Dentistry* (1st ed., pp. 19–27). Quintessence Publishing Co.
- Carano, A., Lonardo, P., Velo, S., & Incorvati, C. (2005). Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Progress in Orthodontics*, 6(1), 82–97.

- Carano, A., & Machata, W. C. (2002). A rapid molar intruder for “non-compliance” treatment. *Journal of Clinical Orthodontics*, 36(3), 136–137.
- Carano, A., Machata, W., & Siciliani, G. (2005). Noncompliant treatment of skeletal open bite. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(6), 781–786. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2004.11.029>
- Carano, A., & Melsen, B. (2005). Implants in orthodontics. Interview. In *Progress in Orthodontics* (Vol. 6, Issue 1, pp. 62–69).
- Carano, A., Siciliani, G., & Bowman, S. J. (2005). Treatment of skeletal open bite with a device for rapid molar intrusion: A preliminary report. *The Angle Orthodontist*, 75(5), 736–746. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)75\[736:TOSOBW\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)75[736:TOSOBW]2.0.CO;2)
- Carano, A., Velo, S., Incorvati, C., & Poggio, P. (2004). Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. *Progress in Orthodontics*, 5(2), 212–235.
- Carvalho, L., Roriz, P., Simões, J., & Frazão, O. (2015). New trends in dental biomechanics with photonics technologies. *Applied Sciences (Switzerland)*, 5(4), 1350–1378. <https://doi.org/10.3390/app5041350>
- Cattaneo, P. M., Dalstra, M., & Melsen, B. (2007). Analysis of stress and strain around orthodontically loaded implants: an animal study. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 22(2), 213–225.
- Çehreli, S., Özçirpici, A. A., & Yilmaz, A. (2013). Tilted orthodontic micro implants: A photoelastic stress analysis. *European Journal of Orthodontics*, 35(5), 563–567. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjr070>
- Chacko, A., Tikku, T., Khanna, R., Maurya, R. P., & Srivastava, K. (2018). Comparative assessment of the efficacy of closed helical loop and T-loop for space closure in lingual orthodontics-a finite element study. *Progress in Orthodontics*, 19(1), 14. <https://doi.org/10.1186/s40510-018-0210-8>
- Chaddad, K., Ferreira, A. F. H., Geurs, N., & Reddy, M. S. (2008). Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *The Angle Orthodontist*, 78(1), 107–

113. <https://doi.org/10.2319/100206-401.1>

- Chang, C. H., Lin, J. S., & Roberts, W. E. (2019). Failure rates for stainless steel versus titanium alloy infrazygomatic crest bone screws: A single-center, randomized double-blind clinical trial. *The Angle Orthodontist*, 89(1), 40–46. <https://doi.org/10.2319/012518-70.1>
- Chang, Y. I., & Moon, S. C. (1999). Cephalometric evaluation of the anterior open bite treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115(1), 29–38. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(99\)70313-6](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(99)70313-6)
- Chen, C.-S., Hsu, M.-L., Chang, K.-D., Kuang, S.-H., Chen, P.-T., & Gung, Y.-W. (2008). Failure analysis: enamel fracture after debonding orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 78(6), 1071–1077. <https://doi.org/10.2319/091907-449.1>
- Chen, F., Terada, K., Hanada, K., & Saito, I. (2006a). Anchorage effect of osseointegrated vs nonosseointegrated palatal implants. *Angle Orthodontist*, 76(4), 660–665.
- Chen, F., Terada, K., Hanada, K., & Saito, I. (2006b). Anchorage effect of palatal implants under various forces: A finite element study. *Orthodontic Waves*, 65(1), 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.odw.2005.11.001>
- Chen, Y., Kyung, H. M., Zhao, W. T., & Yu, W. J. (2009). Critical factors for the success of orthodontic mini-implants: A systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(3), 284–291. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.08.017>
- Cheng, S.-J., Tseng, I.-Y., Lee, J.-J., & Kok, S.-H. (2004). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 19(1).
- Christiansen, G. W. (1945). Open operation and tantalum plate insertion for fracture of the mandible. *Journal of Oral Surgery (American Dental Association: 1965)*, 3, 194–204.
- Chung, K.-R., Kim, S.-H., & Kook, Y.-A. (2004). The C-orthodontic micro-implant. *Journal of Clinical Orthodontics*, 38(9), 478.
- Çifter, M. (2007). *Üst çene posterior dişlerin mikro-implant destekli intrüzyonunda meydana*

*gelen değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi.* İstanbul Üniversitesi.

- Çifter, M., & Saraç, M. (2011). Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *140*(5), 233–241. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.06.019>
- Çinsar, A., Alagha, A. R., & Akyağın, S. (2007). Skeletal open bite correction with rapid molar intruder appliance in growing individuals. *The Angle Orthodontist*, *77*(4), 632–639. <https://doi.org/10.2319/071406-292>
- Clift, S. E., Fisher, J., & Watson, C. J. (1992). Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, *206*(4), 233–241. [https://doi.org/10.1243/PIME\\_PROC\\_1992\\_206\\_295\\_02](https://doi.org/10.1243/PIME_PROC_1992_206_295_02)
- Colonna, A., Drudi, M., Spedicato, G. A., Mollica, F., Mazzanti, V., Paoletto, E., Maino, G., Siciliani, G., & Lombardo, L. (2020). Assessment of stiffness and load deflection of orthodontic miniscrews used for palatal anchorage: An in vitro biomechanical study. *International Orthodontics*, *18*(4), 809–819. <https://doi.org/10.1016/j.ortho.2020.08.005>
- Compagnon, D., & Woda, A. (1991). Supraeruption of the unopposed maxillary first molar. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *66*(1), 29–34. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90347-Y](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90347-Y)
- Consolaro, A. (2014). Force distribution is more important than its intensity! *Dental Press Journal of Orthodontics*, *19*(1), 5–7. <https://doi.org/10.1590/2176-9451.19.1.005-007.oin>
- Cope, J. B. (2005). Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift. *Seminars in Orthodontics*, *11*(1), 3–9. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2004.11.002>
- Corraini, P., Baelum, V., Pannuti, C. M., Pustiglioni, A. N., Romito, G. A., & Pustiglioni, F. E. (2009). Tooth loss prevalence and risk indicators in an isolated population of Brazil. *Acta Odontologica Scandinavica*, *67*(5), 297–303. <https://doi.org/10.1080/00016350903029107>
- Costa, A., Raffainl, M., & Melsen, B. (1998). Miniscrews as orthodontic anchorage: a

preliminary report. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*, 13(3), 201–209.

Costa, Antonio, Pasta, G., & Bergamaschi, G. (2005). Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. *Seminars in Orthodontics*, 11, 10–15. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2004.11.003>

Cousley, R. R. J. (2010). A clinical strategy for maxillary molar intrusion using orthodontic miniimplants and a customized palatal arch. *Journal of Orthodontics*, 37(3), 202–208. <https://doi.org/10.1179/14653121043101>

Craddock, H. L., & Youngson, C. C. (2004). A study of the incidence of overeruption and occlusal interferences in unopposed posterior teeth. *British Dental Journal*, 196(6), 341–348. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4811082>

Craddock, Helen L., Youngson, C. C., Manogue, M., & Blance, A. (2007). Occlusal changes following posterior tooth loss in adults. Part 1: A study of clinical parameters associated with the extent and type of supraeruption in unopposed posterior teeth: Clinical research. *Journal of Prosthodontics*, 16(6), 485–494. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00212.x>

Creekmore, T. D. (1983). The possibility of skeletal anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 17, 266–269.

Crismani, A. G., Bertl, M. H., Čelar, A. G., Bantleon, H. P., & Burstone, C. J. (2010). Miniscrews in orthodontic treatment: Review and analysis of published clinical trials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 108–113. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.01.027>

Daimaruya, T., Nagasaka, H., Umemori, M., Sugawara, J., & Mitani, H. (2001). The influences of molar intrusion on the inferior alveolar neurovascular bundle and root using the skeletal anchorage system in dogs. *The Angle Orthodontist*, 71(1), 60–70. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2001\)071<0060:TIOMIO>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2001)071<0060:TIOMIO>2.0.CO;2)

Darendeliler, M. A., Sinclair, P. M., & Kusy, R. P. (1995). The effects of samarium-cobalt magnets and pulsed electromagnetic fields on tooth movement. *American Journal of*



*Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 107(6), 578–588.  
[https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(95\)70100-1](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(95)70100-1)

Daskalogiannakis, J., Miethke, R. R., & McNamara, J. A. (2000). *Glossary of orthodontic terms*. Quintessence Publishing Co.

Davidian, E. J. (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.  
[https://doi.org/10.1016/0002-9416\(71\)90004-2](https://doi.org/10.1016/0002-9416(71)90004-2)

de Vree, J. H., Peters, M. C., & Plasschaert, A. J. (1983). A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 10(6), 505–517. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1983.tb01474.x>

Dechkunakorn, S., Chaiwat, J., & Sawaengkit, P. (1990). Congenital absence and loss of teeth in an orthodontic patient group. In *The Journal of the Dental Association of Thailand* (Vol. 40, Issue 4, pp. 165–176).

Deguchi, T., Nasu, M., Murakami, K., Yabuuchi, T., Kamioka, H., & Takano-Yamamoto, T. (2006). Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(6), 721.e7-721.e12. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.02.026>

Dellinger, E. L. (1986). A clinical assessment of the Active Vertical Corrector-A nonsurgical alternative for skeletal open bite treatment. *American Journal of Orthodontics*, 89(5), 428–436. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(86\)90075-8](https://doi.org/10.1016/0002-9416(86)90075-8)

Dermaut, L. F., & Munck, A. De. (1966). *Apical root resorption of upper incisors caused by intrusive tooth movement : A radiographic study*. 321–326.

Ding, W. H., Li, W., Chen, F., Zhang, J. F., Lv, Y., Chen, X. Y., Lin, W. W., Fu, Z., & Shi, J. J. (2015). Comparison of molar intrusion efficiency and bone density by CT in patients with different vertical facial morphology. *Journal of Oral Rehabilitation*, 42(5), 355–362. <https://doi.org/10.1111/joor.12261>

Doshi, U. H., & Bhad, W. A. (2011). Spring-loaded bite-blocks for early correction of skeletal open bite associated with thumb sucking. *American Journal of Orthodontics and*

- Dentofacial Orthopedics*, 140(1), 115–120. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.08.033>
- Duaibis, R., Kusnoto, B., Natarajan, R., Zhao, L., & Evans, C. (2012). Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study. *The Angle Orthodontist*, 82(5), 875–880. <https://doi.org/10.2319/111011-696.1>
- Emral, M. E. (2012). *Kemik İçi Ankraj Mekanikleri ile Dikey Yön Kontrolünün Dentofasiyal Yapılar Üzerindeki Etkilerinin İncelenmesi*. Ankara Üniversitesi.
- Enacar, A, Ugur, T., & Toroglu, S. (1996). A method for correction of open bite. *Journal of Clinical Orthodontics*, 30(1), 43–48.
- Enacar, Ayhan, Pehlivanoglu, M., & Akcan, C. A. (2003). Molar intrusion with a palatal arch. *Journal of Clinical Orthodontics*, 37(10), 557–559.
- Endo, T., Kojima, K., Kobayashi, Y., & Shimooka, S. (2006). Cephalometric evaluation of anterior open-bite nonextraction treatment, using multiloop edgewise archwire therapy. *Odontology*, 94(1), 51–58. <https://doi.org/10.1007/s10266-006-0061-5>
- Eriksson, R. A., & Albrektsson, T. (1984). The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42(11), 705–711. [https://doi.org/10.1016/0278-2391\(84\)90417-8](https://doi.org/10.1016/0278-2391(84)90417-8)
- Erverdi, N., Keles, A., & Nanda, R. (2004). The use of skeletal anchorage in open bite treatment: A cephalometric evaluation. *The Angle Orthodontist*, 74(3), 381–390. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2004\)074<0381:TUOSAI>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2004)074<0381:TUOSAI>2.0.CO;2)
- Erverdi, N., Keles, A., & Nanda, R. (2005). Orthodontic anchorage and skeletal implants. In *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics* (pp. 278–294). Elsevier.
- Erverdi, N., Usumez, S., & Solak, A. (2006). New generation open-bite treatment with zygomatic anchorage. *Angle Orthodontist*, 76(3), 519–526. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2006\)076\[0519:NGOTWZ\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2006)076[0519:NGOTWZ]2.0.CO;2)
- Farnsworth, D., Rossouw, P. E., Ceen, R. F., & Buschang, P. H. (2011). Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(4), 495–503.

<https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.03.057>

- Favero, L., Brollo, P., & Bressan, E. (2002). Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *122*(1), 84–94.
- Fayed, M. M. S., Pazerab, P., & Katsarosc, C. (2010). Optimal sites for orthodontic mini-implant placement assessed by cone beam computed tomography. *The Angle Orthodontist*, *80*(5), 939–951. <https://doi.org/10.2319/121009-709.1>
- Firouz, M., Zernik, J., & Nanda, R. (1992). Dental and orthopedic effects of high-pull headgear in treatment of Class II, Division 1 malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *102*(3), 197–205. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(05\)81053-4](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(05)81053-4)
- Freeman, C. S., McNamara, J. A., Baccetti, T., Franchi, L., & Graff, T. W. (2007). Treatment effects of the bionator and high-pull facebow combination followed by fixed appliances in patients with increased vertical dimensions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *131*(2), 184–195. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.04.043>
- Frost, H. M. (1994). Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, *64*(3), 175–188. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1994\)064<0175:WLABSA>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1994)064<0175:WLABSA>2.0.CO;2)
- Gačnik, F., Ren, Z., & Hren, N. I. (2014). Modified bone density-dependent orthotropic material model of human mandibular bone. *Medical Engineering & Physics*, *36*(12), 1684–1692. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.09.013>
- Gainsforth, B. L., & Higley, L. B. (1945). A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, *31*(8), 406–417.
- Gantous, A., & Phillips, J. H. (1995). The effects of varying pilot hole size on the holding power of miniscrews and microscrews. *Plastic and Reconstructive Surgery*, *95*(7), 1165–1169. <https://doi.org/10.1097/00006534-199506000-00004>
- Gapski, R., Wang, H.-L., Mascarenhas, P., & Lang, N. P. (2003). Critical review of immediate implant loading. *Clinical Oral Implants Research*, *14*(5), 515–527.

<https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2003.00950.x>

- Geng, J. P. A., Tan, K. B. C., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585–598. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.115251>
- Geramizadeh, M., Katoozian, H., Amid, R., & Kadkhodazadeh, M. (2018). Comparison of finite element results with photoelastic stress analysis around dental implants with different threads. *Dental and Medical Problems*, 55(1), 17–22. <https://doi.org/10.17219/dmp/85077>
- Gianelly, A. A., Ruben, M. P., & Risinger, R. (1970). Effect of experimentally altered occlusal vertical dimension on temporomandibular articulation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 24(6), 629–635. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(70\)90099-5](https://doi.org/10.1016/0022-3913(70)90099-5)
- Graber, L. W., Vanarsdall, R. L., & Vig, K. W. (2011). *Orthodontics Current Principles and Techniques* (5th ed.). Mosby Inc.
- Gracco, A., Cirignaco, A., Cozzani, M., Boccaccio, A., Pappalettere, C., & Vitale, G. (2009). Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *European Journal of Orthodontics*, 31(1), 12–20. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjn066>
- Gracco, Antonio, Lombardo, L., Cozzani, M., & Siciliani, G. (2008). Quantitative cone-beam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic miniscrew placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(3), 361–369. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.01.027>
- Grbovic, A., & Mihajlović, D. (2017). Practical Aspects of Finite Element Method Applications in Dentistry. *Balkan Journal of Dental Medicine*, 21. <https://doi.org/10.1515/bjdm-2017-0011>
- Greenfield, E. J. (1909). Mounting for artificial teeth. *USA Patent*, 943,113, 1–3.
- Gupta, P., Kambalyal, P., & Nagar, N. (2014). Intrusion of over-erupted maxillary first molar using a mandibular removable acrylic bite plate. *APOS Trends in Orthodontics*, 4(6), 180. <https://doi.org/10.4103/2321-1407.142920>

- Hajizadeh, M., Ghalichi, F., Mirzakouchaki, B., & ShahrbaF, S. (2014). Pattern of stress distribution in different bracket–adhesive–tooth systems due to debonding load application. *Orthodontic Waves*, 73(1), 8–16. <https://doi.org/10.1016/j.odw.2013.11.018>
- Hakami, Z. (2016). Molar intrusion techniques in orthodontics: A review. *Journal of International Oral Health*, 8(2), 302–306.
- Hamilton, F. H. (1863). *A practical treatise on fractures and dislocations*. Blanchard and Lea.
- Harry, M., & Sims, M. (1982). Root resorption in bicuspid intrusion. A scanning electron microscope study.pdf. *The Angle Orthodontist*, 52(3), 235–258.
- Hedayati, Z., Hashemi, S. M., Zamiri, B., & Fattahi, H. R. (2007). Anchorage value of surgical titanium screws in orthodontic tooth movement. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 36(7), 588–592. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2006.10.020>
- Heo, W., & Baek, S. H. (2011). Friction properties according to vertical and horizontal tooth displacement and bracket type during initial leveling and alignment. *Angle Orthodontist*, 81(4), 653–661. <https://doi.org/10.2319/072310-431.1>
- Heravi, F., Bayani, S., Madani, A. S., Radvar, M., & Anbiaee, N. (2011). Intrusion of supra-erupted molars using miniscrews: Clinical success and root resorption. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(4 SUPPL.), S170–S175. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.06.032>
- Heyman, S. N., & Babayof, I. (1995). Emphysematous complications in dentistry, 1960-1993: an illustrative case and review of the literature. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 26(8), 535–543.
- Himmlová, L., Dostálová, T., Káčovský, A., & Konvicková, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 20–25. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.08.008>
- Hughes, T. J. (1987). *The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis*. Prentice Hall.
- Huja, S. S., Litsky, A. S., Beck, F. M., Johnson, K. A., & Larsen, P. E. (2005). Pull-out

- strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(3), 307–313. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2003.12.023>
- Hwang, H. S., & Lee, K. H. (2001). Intrusion of overerupted molars by corticotomy and magnets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(2), 209–216. <https://doi.org/10.1067/mod.2001.115149>
- Hyun, J. M., & Kim, T. W. (2010). Correction of a mutilated dentition with mini-implants as anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(5), 656–665. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.01.026>
- İnan, Ö., Sevimay, M., Eraslan, O., & Eskitaşçıoğlu, G. (2009). Comparison of Finite Element and Photoelastic Stress Analysis Methods. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 15(2), 93–101.
- Işcan, H. N., & Sarısoy, L. (1997). Comparison of the effects of passive posterior bite-blocks with different construction bites on the craniofacial and dentoalveolar structures. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 112(2), 171–178. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(97\)70243-9](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(97)70243-9)
- Işcan, Hakan N., Akkaya, S., & Koralp, E. (1992). The effects of the spring-loaded posterior bite-block on the maxillo-facial morphology. *European Journal of Orthodontics*, 14(1), 54–60. <https://doi.org/10.1093/ejo/14.1.54>
- Jacob, H. B., Buschang, P. H., & dos Santos-Pinto, A. (2013). Class II malocclusion treatment using high-pull headgear with a splint: A systematic review. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 18(2), 1–7. <https://doi.org/10.1590/s2176-94512013000200009>
- Jeon, P. D., Turley, P. K., Moon, H. B., & Ting, K. (1999). Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115(3), 267–274. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(99\)70328-8](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(99)70328-8)
- Jeon, Y. J., Kim, Y. H., Son, W. S., & Hans, M. G. (2006). Correction of a canted occlusal plane with miniscrews in a patient with facial asymmetry. *American Journal of*

*Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(2), 244–252.  
<https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.04.016>

Jones, M. L., Hickman, J., Middleton, J., Knox, J., & Volp, C. (2001). A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *Journal of Orthodontics*, 28(1), 29–38. <https://doi.org/10.1093/ortho/28.1.29>

Kalra, V., Orth, D., Burstone, C. J., & Nanda, R. (1989). Effects of a fixed magnetic appliance on the dentofacial complex. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(6), 467–478. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(89\)90410-1](https://doi.org/10.1016/0889-5406(89)90410-1)

Kanomi, R. (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 31, 763–767.

Kato, M., Namura, Y., Yoneyama, T., & Shimizu, N. (2018). Effect of the vertical position of the canine on the frictional/orthodontic force ratio of Ni-Ti archwires during the levelling phase of orthodontic treatment. *Journal of Oral Science*, 60(3), 336–343. <https://doi.org/10.2334/josnugd.17-0356>

Kato, S., & Kato, M. (2010). Molar intrusion with implants using a bite plane appliance: A case report. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 12(1), 48–54. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00129.x>

Kawamura, J., Park, J. H., Tamaya, N., Oh, J. H., & Chae, J. M. (2022). Biomechanical analysis of the maxillary molar intrusion: A finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2020.12.028>

Kiliaridis, S., Lyka, I., Friede, H., Carlsson, G. E., & Ahlqwist, M. (2000). Vertical position, rotation, and tipping of molars without antagonists. *The International Journal of Prosthodontics*, 13(6), 480–486.

Kiliaridis, Stavros, Egermark, I., & Thilander, B. (1990). *Anterior open bite treatment with magnets*. 12, 447–457.

Kim, G.-T., Kim, S.-H., Choi, Y.-S., Park, Y.-J., Chung, K.-R., Suk, K.-E., Choo, H., & Huang, J. C. (2009). Cone-beam computed tomography evaluation of orthodontic

- miniplate anchoring screws in the posterior maxilla. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(5), 628.e1-628.e10. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.02.023>
- Kim, H. J., Yun, H. S., Park, H. Do, Kim, D. H., & Park, Y. C. (2006). Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(2), 177–182. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2004.12.024>
- Kim, Y. H. (1987). Anterior openbite and its treatment with multiloop edgewise archwire. *The Angle Orthodontist*, 57(4), 290–321. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1987\)057<0290:AOAITW>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1987)057<0290:AOAITW>2.0.CO;2)
- Kim, Young Ho, Yang, S. M., Kim, S., Lee, J. Y., Kim, K. E., Gianelly, A. A., & Kyung, S. H. (2010). Midpalatal miniscrews for orthodontic anchorage: Factors affecting clinical success. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 66–72. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.11.036>
- Kircelli, B. H., Pektaş, Z. O., & Kircelli, C. (2006). Maxillary molar distalization with a bone-anchored pendulum appliance. *The Angle Orthodontist*, 76(4), 650–659. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2006\)076\[0650:MMDWAB\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2006)076[0650:MMDWAB]2.0.CO;2)
- Knox, J., Jones, M. L., Hubsch, P., Middleton, J., & Kralj, B. (2000). An evaluation of the stresses generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the Finite Element Method of stress analysis. *Journal of Orthodontics*, 27(1), 39–46. <https://doi.org/10.1093/ortho/27.1.39>
- Kojima, Y., & Fukui, H. (2008). Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: A finite element simulation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(3), 335.e1-335.e7. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.03.011>
- Kojima, Y., & Fukui, H. (2014). A finite element simulation of initial movement, orthodontic movement, and the centre of resistance of the maxillary teeth connected with an archwire. *European Journal of Orthodontics*, 36(3), 255–261. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjr123>



- Kokich, V. G. (1996). Managing complex orthodontic problems: the use of implants for anchorage. *Seminars in Orthodontics*, 2(2), 153–160.
- Korioth, T. W., & Versluis, A. (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 8(1), 90–104. <https://doi.org/10.1177/10454411970080010501>
- Kravitz, N. D., & Kusnoto, B. (2007). Risks and complications of orthodontic miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(4 SUPPL.), 43–51. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.04.027>
- Kravitz, N. D., Kusnoto, B., Tsay, P. T., & Hohlt, W. F. (2007a). Intrusion of overerupted upper first molar using two orthodontic miniscrews: A case report. *The Angle Orthodontist*, 77(5), 915–922. <https://doi.org/10.2319/050106-187.1>
- Kravitz, N. D., Kusnoto, B., Tsay, T. P., & Hohlt, W. F. (2007b). The use of temporary anchorage devices for molar intrusion. *Journal of the American Dental Association*, 138(1), 56–64. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2007.0021>
- Kuang, Y., Wang, C., Hu, B., Feng, G., Wang, C., & Song, J. (2021). Biomechanical analysis of reinstating buccally flared maxillary 2nd molars using 3D printing anchorage supports: a 3D finite element study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24(10), 1085–1096. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1867850>
- Küçükkeleş, N., Acar, A., Demirkaya, A. A., Evrenol, B., & Enacar, A. (1999). Cephalometric evaluation of open bite treatment with NiTi arch wires and anterior elastics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 116(5), 555–562. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(99\)70189-7](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(99)70189-7)
- Kumar, A., Ghafoor, H., & Khanam, A. (2016). A comparison of three-dimensional stress distribution and displacement of naso-maxillary complex on application of forces using quad-helix and nickel titanium palatal expander 2 (NPE2): a FEM study. *Progress in Orthodontics*, 17(1). <https://doi.org/10.1186/s40510-016-0131-3>
- Kuroda, Shingo, Sugawara, Y., Deguchi, T., Kyung, H.-M., & Takano-Yamamoto, T. (2007). Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and

postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(1), 9–15.

Kuroda, Shingo, Yamada, K., Deguchi, T., Hashimoto, T., Kyung, H.-M., & Takano-Yamamoto, T. (2007). Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(4 Suppl), S68-73. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.06.017>

Kuroda, Shuntaro, Nishii, Y., Okano, S., & Sueishi, K. (2014). Stress distribution in the mini-screw and alveolar bone during orthodontic treatment: A finite element study analysis. *Journal of Orthodontics*, 41(4), 275–284. <https://doi.org/10.1179/1465313314Y.0000000098>

Kuster, R., & Ingervall, B. (1992). *The effect of treatment of skeletal open bite with two types of bite-blocks*. 14, 489–499.

Kusy, R. P., & Whitley, J. Q. (1997). Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Seminars in Orthodontics*, 3(3), 166–177. [https://doi.org/10.1016/S1073-8746\(97\)80067-9](https://doi.org/10.1016/S1073-8746(97)80067-9)

Kyung, H. M., Park, H. S., Bae, S. M., Sung, J. H., & Kim, I. B. (2003). Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 37(6).

Lagerström, L. O., Nielsen, I. L., Lee, R., & Isaacson, R. J. (1990). Dental and skeletal contributions to occlusal correction in patients treated with the high-pull headgear-activator combination. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 97(6), 495–504. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(05\)80030-7](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(05)80030-7)

Landes, C. A., Glasl, B., Kopp, S., Sader, R., & Ludwig, B. (2008). Microanchor mediated upper molar intrusion in deep posterior bite after long-term edentulousness for prosthetic reconstruction with dental implants. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 12(3), 155–158. <https://doi.org/10.1007/s10006-008-0114-8>

Lang, H., Rampado, M., Müllejans, R., & Raab, W. H.-M. (2004). Determination of the dynamics of restored teeth by 3D electronic speckle pattern interferometry. *Lasers in*

*Surgery and Medicine*, 34(4), 300–309. <https://doi.org/10.1002/lsm.20036>

- Lee, J., Kim, J. Y., Choi, Y. J., Kim, K. H., & Chung, C. J. (2013). Effects of placement angle and direction of orthopedic force application on the stability of orthodontic miniscrews. *The Angle Orthodontist*, 83(4), 667–673. <https://doi.org/10.2319/090112-703.1>
- Lee, J. S., Doo, H. K., Park, Y. C., Kyung, S. H., & Kim, T. K. (2004). The efficient use of midpalatal miniscrew implants. *The Angle Orthodontist*, 74(5), 711–714. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2004\)074<0711:TEUOMM>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2004)074<0711:TEUOMM>2.0.CO;2)
- Lee, M., & Shuman, J. (2012). Maxillary molar intrusion with a single miniscrew and a transpalatal arch. *Journal of Clinical Orthodontics*, 46(1), 48–51.
- Lee, N. K., & Baek, S. H. (2012). Stress and displacement between maxillary protraction with miniplates placed at the infrazygomatic crest and the lateral nasal wall: A 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(3), 345–351. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.07.021>
- Lee, S. J., Jang, S. Y., Chun, Y. S., & Lim, W. H. (2013). Three-dimensional analysis of tooth movement after intrusion of a supraerupted molar using a mini-implant with partial-fixed orthodontic appliances. *Angle Orthodontist*, 83(2), 274–279. <https://doi.org/10.2319/060912-480.1>
- Lin, C. L., Yu, J. H., Liu, H. L., Lin, C. H., & Lin, Y. S. (2010). Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the Taguchi method. *Journal of Biomechanics*, 43(11), 2174–2181. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.043>
- Lindskog-Stokland, B., Hansen, K., Tomasi, C., Hakeberg, M., & Wennström, J. L. (2012). Changes in molar position associated with missing opposed and/or adjacent tooth: a 12-year study in women. *Journal of Oral Rehabilitation*, 39(2), 136–143. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2011.02252.x>
- Linkow, L. I. (1969). The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *International Journal of Orthodontics*, 18, 149–154.
- Liou, E. J. W., Chen, P. H., Wang, Y. C., & Lin, J. C. Y. (2007). A computed tomographic

- image study on the thickness of the infrazygomatic crest of the maxilla and its clinical implications for miniscrew insertion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(3), 352–356. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.04.044>
- Liou, E. J. W., Pai, B. C. J., & Lin, J. C. Y. (2004). Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(1), 42–47. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2003.06.018>
- Liu, H., Wu, X., Yang, L., & Ding, Y. (2017). Safe zones for miniscrews in maxillary dentition distalization assessed with cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 151(3), 500–506. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2016.07.021>
- Liu, T. C., Chang, C. H., Wong, T. Y., & Liu, J. K. (2012). Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(4), 468–476. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.11.012>
- Lu, L. H., Lee, K., Imoto, S., Kyomen, S., & Tanne, K. (1999). Histological and histochemical quantification of root resorption incident to the application of intrusive force to rat molars. *European Journal of Orthodontics*, 21(1), 57–63. <https://doi.org/10.1093/ejo/21.1.57>
- Lu, Y., Chang, S., Ye, J., Ye, Y., & Yu, Y. (2015). Analysis on the stress of the bone surrounding mini-implant with different diameters and lengths under torque. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 26, S541–S545. <https://doi.org/10.3233/BME-151344>
- Ludwig, B. (n.d.). *Mini-Implants in the Anterior Palate: How to improve Stability in the Long-term*. [https://www.aaoinfo.org/system/files/media/documents/Wilmes\\_and\\_Ludwig\\_--\\_Mini-implants\\_in\\_the\\_Anterior\\_Palate%3B\\_How\\_to\\_Improve\\_TAD\\_Stability\\_in\\_the\\_Long-term.pdf](https://www.aaoinfo.org/system/files/media/documents/Wilmes_and_Ludwig_--_Mini-implants_in_the_Anterior_Palate%3B_How_to_Improve_TAD_Stability_in_the_Long-term.pdf)
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2012.07.019>

Ludwig, B., Glasl, B., Bowman, S. J., Wilmes, B., Kinzinger, G. S. M., & Lisson, J. A. (2011). Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites. *Journal of Clinical Orthodontics*, 45(8), 433–441; quiz 467.

Ludwig, B., Glasl, B., Kinzinger, G. S. M., Lietz, T., & Lisson, J. A. (2011). Anatomical guidelines for miniscrew insertion: Vestibular interradicular sites. *Journal of Clinical Orthodontics*, 45(3), 165–173.

Luhr, H. G. (1968). Zur stabilen osteosynthese bei unterkieferfrakturen. *Dtsch Zahnarztl*, 23, 754.

Luzi, C., Verna, C., & Melsen, B. (2007). A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Progress in Orthodontics*, 8(1), 192–201.

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. <https://doi.org/10.1080/10255840412331309243>

Maeda, S., & Nakaya, M. (2018). A Case History Report on Use of Orthodontic Intrusion in a Partially Edentulous Patient. *The International Journal of Prosthodontics*, 31(6), 540–542. <https://doi.org/10.11607/ijp.5380>

Mah, J., & Bergstrand, F. (2005). Temporary anchorage devices: a status report. *Journal of Clinical Orthodontics*, 39(3), 132–136; discussion 136; quiz 153.

Mahler, D. B., & Peyton, F. A. (1955). Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *Journal of Dental Research*, 34(6), 831–838. <https://doi.org/10.1177/00220345550340060601>

Maino, B. G., Maino, G., & Mura, P. (2005). Spider Screw: skeletal anchorage system. *Progress in Orthodontics*, 6 1, 70–81.

Maino, B., Mura, P., & Bednar, J. (2005). Miniscrew implants: The Spider Screw anchorage system. *Seminars in Orthodontics*, 11, 40–46. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2004.11.007>

- Maistry, T., Lazarus, L., Partab, P., & Satyapal, K. S. (2012). An Anatomical Study of the Arterial Supply to the Soft Palate. *International Journal of Morphology*, 30(3), 847–857. <https://doi.org/10.4067/s0717-95022012000300014>
- Malek, S., Darendeliler, M. A., & Swain, M. V. (2001). Physical properties of root cementum: Part I. A new method for 3-dimensional evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(2), 198–208. <https://doi.org/10.1067/mod.2001.114535>
- Marcus, S. E., Drury, T. F., Brown, L. J., & Zion, G. R. (1996). Tooth retention and tooth loss in the permanent dentition of adults: United States, 1988-1991. *Journal of Dental Research*, 75 Spec No, 684–695. <https://doi.org/10.1177/002203459607502S08>
- Marquezan, M., Mattos, C. T., Sant'Anna, E. F., De Souza, M. M. G., & Maia, L. C. (2014). Does cortical thickness influence the primary stability of miniscrews?: A systematic review and meta-analysis. *The Angle Orthodontist*, 84(6), 1093–1103. <https://doi.org/10.2319/093013-716.1>
- Mathur, A. K., Gupta, V., Sarmah, A., Pai, V. S., & Chandrashekar, G. (2011). Apical force distribution due to orthodontic forces: A finite element study. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 12(2), 104–108. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1017>
- McFadden, W. M., Engstrom, C., Engstrom, H., & Anholm, J. M. (1989). A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 96(5), 390–396. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(89\)90323-5](https://doi.org/10.1016/0889-5406(89)90323-5)
- McGuinness, N. J., Wilson, A. N., Jones, M. L., & Middleton, J. (1991). A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *European Journal of Orthodontics*, 13(3), 231–242. <https://doi.org/10.1093/ejo/13.3.231>
- McNamara, J. A. (1977). An experimental study of increased vertical dimension in the growing face. *American Journal of Orthodontics*, 71(4), 382–395. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(77\)90242-1](https://doi.org/10.1016/0002-9416(77)90242-1)
- Meher, A. H., Shrivastav, S. S., Vibhute, P. J., & Hazarey, P. V. (2012). Deflection and stress

distribution around mini-screw implants: A finite element investigation. The effect of cortical bone thickness, force magnitude and direction. *Journal of Orthodontics*, 39(4), 249–255. <https://doi.org/10.1179/1465312512Z.00000000037>

Melo, A. C. M., Jawonski, M. E., Largura, L. Z., Thomé, G., de Souza, J. R., & da Silva, M. A. D. (2008). Upper molar intrusion in rehabilitation patients with the aid of microscrews. *Australian Orthodontic Journal*, 24(1), 50–53.

Melsen, B., Agerbæk, N., Erikson, J., & Terp, S. (1988). New attachment through periodontal treatment and orthodontic intrusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94(2), 104–116. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(88\)90358-7](https://doi.org/10.1016/0889-5406(88)90358-7)

Melsen, B., & Fiorelli, G. (1996). Upper molar intrusion. *Journal of Clinical Orthodontics*, 30(2), 91–96.

Melsen, B., McNamara, J. A. J., & Hoenie, D. C. (1995). The effect of bite-blocks with and without repelling magnets studied histomorphometrically in the rhesus monkey (*Macaca mulatta*). *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(5), 500–509. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(95\)70050-1](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(95)70050-1)

Melsen, Birte. (2005). Mini-implants: Where are we? *Journal of Clinical Orthodontics : JCO*, 39(9), 532–539.

Melsen, Birte, & Verna, C. (2005). Miniscrew implants: The Aarhus anchorage system. *Seminars in Orthodontics*, 11, 24–31. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2004.11.005>

Mengel, R., Behle, M., & Flores-de-Jacoby, L. (2007). Osseointegrated implants in subjects treated for generalized aggressive periodontitis: 10-year results of a prospective, long-term cohort study. *Journal of Periodontology*, 78(12), 2229–2237. <https://doi.org/10.1902/jop.2007.070201>

Meriç, G., Erkmen, E., Kurt, A., Tunç, Y., & Eser, A. (2011). Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*, 6(1), 25–32. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2011.02.005>

Meskin, L. H., & Brown, L. J. (1988). Prevalence and patterns of tooth loss in U.S. employed

- adult and senior populations, 1985-86. *Journal of Dental Education*, 52(12), 686–691.
- Michelet, F. X., Deymes, J., & Dessus, B. (1973). Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. *Journal of Maxillofacial Surgery*, 1, 79–84.
- Mine, K., Kanno, Z., Muramoto, T., & Soma, K. (2005). Occlusal forces promote periodontal healing of transplanted teeth and prevent dentoalveolar ankylosis: an experimental study in rats. *The Angle Orthodontist*, 75(4), 637–644. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)75\[637:OFPPHO\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)75[637:OFPPHO]2.0.CO;2)
- Miyawaki, S., Koyama, I., Inoue, M., Mishima, K., Sugahara, T., & Takano-Yamamoto, T. (2003). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(4), 373–378. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(03\)00565-1](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(03)00565-1)
- Mizrahi, E., & Mizrahi, B. (2007). Mini-screw implants (temporary anchorage devices): Orthodontic and pre-prosthetic applications. *Journal of Orthodontics*, 34(2), 80–94. <https://doi.org/10.1179/146531207225021987>
- Moaveni, S. (1999). *Finite Element Analysis: Theory and Application with ANSYS*. Prentice Hall.
- Mohammed, S., & Desai, H. (2014). Basic Concepts of Finite Element Analysis and its Applications in Dentistry: An Overview. *Journal of Oral Hygiene & Health*, 02. <https://doi.org/10.4172/2332-0702.1000156>
- Moon, C.-H., Lee, D.-G., Lee, H.-S., Im, J.-S., & Baek, S.-H. (2008). Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *The Angle Orthodontist*, 78(1), 101–106. <https://doi.org/10.2319/121706-515.1>
- Moon, C. H., Wee, J. U., & Lee, H. S. (2007). Intrusion of overerupted molars by corticotomy and orthodontic skeletal anchorage. *The Angle Orthodontist*, 77(6), 1119–1125. <https://doi.org/10.2319/092705-334.1>
- Motoyoshi, M., Matsuoka, M., & Shimizu, N. (2007). Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 36(8), 695–699. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2007.03.009>



- Motoyoshi, Mitsuru, Hirabayashi, M., Uemura, M., & Shimizu, N. (2006). Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clinical Oral Implants Research*, 17(1), 109–114. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01211.x>
- Motoyoshi, Mitsuru, Yoshida, T., Ono, A., & Shimizu, N. (2007). Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 22(5), 779–784.
- Naceur, I. Ben, Charfi, A., Bouraoui, T., & Elleuch, khaled. (2014). Finite element modeling of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Journal of Biomechanics*, 47(15), 3630–3638. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.10.007>
- Nagaraja, S., Couse, T. L., & Guldberg, R. E. (2005). Trabecular bone microdamage and microstructural stresses under uniaxial compression. *Journal of Biomechanics*, 38(4), 707–716. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.013>
- Naini, R. B., & Nokar, S. (2009). Three-dimensional finite element analysis of the effect of 1-piece superstructure on mandibular flexure. *Implant Dentistry*, 18(5), 428–437. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3181ad8d87>
- Nelson, S. j., & Ash, M. M. (2010). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion* (9th ed.). Elsevier Inc.
- Ng, J., Major, P. W., & Flores-Mir, C. (2006). True molar intrusion attained during orthodontic treatment: A systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(6), 709–714. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.05.049>
- Nienkemper, M., Pauls, A., Ludwig, B., & Drescher, D. (2015). Stability of paramedian inserted palatal mini-implants at the initial healing period: A controlled clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 26(8), 870–875. <https://doi.org/10.1111/clr.12321>
- Nienkemper, M., Wilmes, B., Pauls, A., & Drescher, D. (2014). Mini-implant stability at the initial healing period: A clinical pilot study. *The Angle Orthodontist*, 84(1), 127–133. <https://doi.org/10.2319/040813-271.1>
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental Materials and Their Selection* (A. Dickson (ed.); 3rd ed.). Quintessence Publishing Co.

- O'Sullivan, D., Sennerby, L., & Meredith, N. (2004). Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clinical Oral Implants Research*, *15*(4), 474–480. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01041.x>
- Odman, J., Gröndahl, K., Lekholm, U., & Thilander, B. (1991). The effect of osseointegrated implants on the dento-alveolar development. A clinical and radiographic study in growing pigs. *European Journal of Orthodontics*, *13*(4), 279–286. <https://doi.org/10.1093/ejo/13.4.279>
- Ohiomoba, H., Sonis, A., Yansane, A., & Friedland, B. (2017). Quantitative evaluation of maxillary alveolar cortical bone thickness and density using computed tomography imaging. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *151*(1), 82–91. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2016.05.015>
- Ohura, R., Kuroda, S., Takahashi, T., Tomita, Y., & Tanaka, E. (2011). Efficient usage of implant anchorage to treat overerupted maxillary first molar and mesially inclined mandibular molars. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *139*(1), 113–122. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.05.025>
- Ono, A., Motoyoshi, M., & Shimizu, N. (2008). Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *37*(4), 334–340. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2008.01.005>
- Ottofy, L. (1923). *Standart Dental Dictionary*. Laird & Lee Inc.
- Ozen, T., Orhan, K., Gorur, I., & Ozturk, A. (2006). Efficacy of low level laser therapy on neurosensory recovery after injury to the inferior alveolar nerve. *Head & Face Medicine*, *2*, 3. <https://doi.org/10.1186/1746-160X-2-3>
- Ozmen, B. (2019). Evaluation of Permanent First Molar Tooth Loss in Young Population from North Turkey. *Balkan Journal of Dental Medicine*, *23*(1), 20–23. <https://doi.org/10.2478/bjdm-2019-0004>
- Paccini, J. V. C., Cotrim-Ferreira, F. A., Ferreira, F. V., de Freitas, K. M. S., Cançado, R. H., & Valarelli, F. P. (2016). Efficiency of two protocols for maxillary molar intrusion with mini-implants. *Dental Press Journal of Orthodontics*, *21*(3), 56–66.

<https://doi.org/10.1590/2177-6709.21.3.056-066.oar>

- Park, H.-S., Jeong, S.-H., & Kwon, O.-W. (2006). Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *130*(1), 18–25.
- Park, H., Jang, B., & Kyung, H. (2015). *Maxillary molar intrusion with micro-implant anchorage ( MIA ). October.*
- Park, H. S., Jang, B. K., & Kyung, H. M. (2005). Maxillary molar intrusion with micro-implant anchorage (MIA). *Australian Orthodontic Journal*, *21*(2), 129–135.
- Park, H. S., Lee, Y. J., Jeong, S. H., & Kwon, T. G. (2008). Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *133*(1), 30–37. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.01.044>
- Park, Y. C., Lee, S. Y., Kim, D. H., & Jee, S. H. (2003). Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *123*(6), 690–694. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(03\)00047-7](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(03)00047-7)
- Pekhale, N., Maheshwari, A., Kumar, M., Kerudi, V. V., Patil, H., & Patil, B. (2016). Evaluation of stress patterns on maxillary posterior segment when intruded with mini implant anchorage: A three-dimensional finite element study. *APOS Trends in Orthodontics*, *6*(1), 18–23. <https://doi.org/10.4103/2321>
- Pickett, K. L., Sadowsky, P. L., Jacobson, A., & Lacefield, W. (2001). Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. *The Angle Orthodontist*, *71*(2), 141–148. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2001\)071<0141:OIVBSC>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2001)071<0141:OIVBSC>2.0.CO;2)
- Piesold, J.-U., Al-Nawas, B., & Grötz, K. A. (2006). [Osteonecrosis of the jaws by long term therapy with bisphosphonates]. *Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie*, *10*(5), 287–300. <https://doi.org/10.1007/s10006-006-0017-5>
- Pinzan-Vercelino, C., Gurgel, J., Carvalho, K., Tiago, C., & Pinzan, A. (2015). Clinical Evaluation of a Direct Method for the Intrusion of Supraerupted Maxillary Molars: A Preliminary Study. *The International Journal of Prosthodontics*, *28*(6), 610–611. <https://doi.org/10.11607/ijp.4224>

- Pinzan-Vercelino, C. R. M., Bramante, F. S., de Araújo Gurgel, J., Vergani, E. C. C. E., & de Souza Gregório, R. (2017). Intrusion of maxillary molar using mini-implants: A clinical report and follow-up at 5 years. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *118*(1), 1–4. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.10.034>
- Poggio, P. M., Incorvati, C., Velo, S., & Carano, A. (2006). “Safe zones”: A guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *The Angle Orthodontist*, *76*(2), 191–197. [https://doi.org/10.1016/s0084-3717\(08\)70462-8](https://doi.org/10.1016/s0084-3717(08)70462-8)
- Proffit, W. R. (1978). Equilibrium theory revisited: factors influencing position of the teeth. *The Angle Orthodontist*, *48* 3, 175–186.
- Proffit, W. R. (2000). *Contemporary Orthodontics* (P. Rudolph (ed.); 3rd ed.). Mosby Inc.
- Rai, D., Bhasin, S. S., & Rai, S. (2014). Orthodontic Microimplants Assisted Intrusion of Supra-erupted Maxillary Molar Enabling Osseointegrated Implant Supported Mandibular Prosthesis: Case Reports. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, *14*(December), 238–242. <https://doi.org/10.1007/s13191-013-0306-2>
- Razali, M. F., Mahmud, A. S., & Mokhtar, N. (2018). Force delivery of NiTi orthodontic arch wire at different magnitude of deflections and temperatures: A finite element study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *77*(May 2017), 234–241. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.09.021>
- Re, S., Corrente, G., Abundo, R., & Cardaropoli, D. (2002). The use of orthodontic intrusive movement to reduce infrabony pockets in adult periodontal patients: a case report. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, *22*(4), 365–371. <https://doi.org/10.11607/prd.00.0476>
- Resnik, R. R., Kircos, L. T., & Misch, C. E. (1999). Diagnostic Imaging and Techniques. In C. E. Misch (Ed.), *Contemporary Implant Dentistry* (2nd Editio, pp. 73–87). Mosby Inc.
- Reynders, R., Ronchi, L., & Bipat, S. (2009). Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *135*(5), 564.e1-564.e19. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.09.026>
- Richmond, B. G., Wright, B. W., Grosse, I., Dechow, P. C., Ross, C. F., Spencer, M. A., &

- Strait, D. S. (2005). Finite element analysis in functional morphology. *Anatomical Record - Part A Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*, 283(2), 259–274. <https://doi.org/10.1002/ar.a.20169>
- Ricketts, R. M. (1976). Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part I. *American Journal of Orthodontics*, 70(3), 241–268. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(76\)90332-8](https://doi.org/10.1016/0002-9416(76)90332-8)
- Romeo, A., Esteves, M., García, V., & Bermúdez, J. (2010). Movement evaluation of overerupted upper molars with absolute anchorage: An in-vitro study. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 15(6), 930–935. <https://doi.org/10.4317/medoral.15.e930>
- Roth, R. (1979). *Roth straight wire appliance philosophy*. A Company Inc.
- Rudolph, D. J., Willes, M. G., & Sameshima, G. T. (2001). A Finite Element Model of Apical Force Distribution from Orthodontic Tooth Movement. *The Angle Orthodontist*, 71(2), 127–131. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2001\)071<0127:AFEMOA>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2001)071<0127:AFEMOA>2.0.CO;2)
- Sakaguchi, R., Ferracane, J., & Powers, J. (2019). *Craig's Restorative Dental Materials* (14th ed.). Elsevier.
- Sander, C., Sander, F. M., & Sander, F. G. (2006). Die Nivellierung des zweiten Molaren mit einer superelastischen Feder. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 67(3), 186–195. <https://doi.org/10.1007/s00056-006-0544-6>
- Schnelle, M. A., Beck, F. M., Jaynes, R. M., & Huja, S. S. (2004). A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. *The Angle Orthodontist*, 74(6), 832–837. [https://doi.org/10.1016/s0084-3717\(08\)70253-8](https://doi.org/10.1016/s0084-3717(08)70253-8)
- Shaw, A. M., Sameshima, G. T., & Vu, H. V. (2004). Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 7(2), 98–107. <https://doi.org/10.1111/j.1601-6343.2004.00285.x>
- Singh, S., Mogra, S., Shetty, V. S., 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. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.07.022>

Smalley, W. M. (1995). Implants for tooth movement: determining implant location and orientation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 7(2), 62–72.

Smalley, W. M., & Blanco, A. (1995). Implants for tooth movement: a fabrication and placement technique for provisional restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 7(4), 150–154.

Strock, A. E. (1939). Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus: Preliminary report. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 25(5), 467–472.

Sugawara, J., & Nishimura, M. (2005). Minibone plates: The skeletal anchorage system. *Seminars in Orthodontics*, 11(1 SPEC. ISS.), 47–56. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2004.11.008>

Sugii, M. M., Barreto, B. de C. F., Francisco Vieira-Júnior, W., Simone, K. R. I., Bacchi, A., & Caldas, R. A. (2018). Extruded upper first molar intrusion: Comparison between unilateral and bilateral miniscrew anchorage. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 23(1), 63–70. <https://doi.org/10.1590/2177-6709.23.1.063-070.oar>

Sung, J.-H., Kyung, H.-M., Seong-Min, B., Park, H.-S., Kwon, O.-W., & McNamara, J. A. (2006). *Microimplants in Orthodontics*. Dentos Korea.

Suteerapongpun, P., Wattanachai, T., Janhom, A., Tripuwabhrut, P., & Jotikasthira, D. (2018). Quantitative evaluation of palatal bone thickness in patients with normal and open vertical skeletal configurations using cone-beam computed tomography. *Imaging Science in Dentistry*, 48(1), 51–57. <https://doi.org/10.5624/isd.2018.48.1.51>

Taffarel, I. P., Meira, T. M., Guimarães, L. K., Antelo, O. M., & Tanaka, O. M. (2019). Biomechanics for Orthodontic Intrusion of Severely Extruded Maxillary Molars for Functional Prosthetic Rehabilitation. *Case Reports in Dentistry*, 2019, 1–8. <https://doi.org/10.1155/2019/8246129>

Taiwo, A. O., Ibikunle, A. A., Braimah, R. O., Sulaiman, O. A., & Gbotolorun, O. M. (2017). Tooth extraction: Pattern and etiology from extreme Northwestern Nigeria. In *European*

*Journal of Dentistry* (Vol. 11, Issue 3, pp. 335–339).  
[https://doi.org/10.4103/ejd.ejd\\_160\\_17](https://doi.org/10.4103/ejd.ejd_160_17)

- Tanaka, O. M., Saga, A. Y., Pithon, M. M., & Argenta, M. A. (2016). Stresses in the midpalatal suture in the maxillary protraction therapy: A 3D finite element analysis. *Progress in Orthodontics*, 17(1). <https://doi.org/10.1186/s40510-016-0121-5>
- Tanne, K., Sakuda, M., & Burstone, C. J. (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 92(6), 499–505. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(87\)90232-0](https://doi.org/10.1016/0889-5406(87)90232-0)
- Thresher, R. W., & Saito, G. E. (1973). The stress analysis of human teeth. *Journal of Biomechanics*, 6(5), 443–449. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(73\)90003-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(73)90003-1)
- Tosun, Y. (1999). *Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri*. Ege Üniversitesi Basımevi.
- Tseng, Y.-C., Hsieh, C.-H., Chen, C.-H., Shen, Y.-S., Huang, I.-Y., & Chen, C.-M. (2006). The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 35(8), 704–707. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2006.02.018>
- Turkkahraman, H., & Cetin, E. (2017). Vergleich von zwei Strategien zur Frühbehandlung des skelettal offenen Bisses: PBB-VPC (“posterior bite block-vertical pull chin cup”) vs. PBB-HPH (“posterior bite block-high pull headgear”). *Journal of Orofacial Orthopedics*, 78(4), 338–347. <https://doi.org/10.1007/s00056-017-0095-z>
- Ueda, H., Matsumura, Y., Horihata, A., Concepcion, C., Iwai, K., & Tanimoto, K. (2017). Influence of Oral Appliances for Mandibular Advancement on Dentitions Using a Strain Gauge Analysis: A Pilot Study. *Sleep Disorders*, 2017, 9097305. <https://doi.org/10.1155/2017/9097305>
- Ülgen, M. (2005). *Ortodontik tedavi prensipleri* (7th ed.). Ankara Üniversitesi Basımevi.
- Vardimon, A. D., Bourauel, C., Drescher, D., & Schmuth, G. P. (1994). 3-D force and moment analysis of repulsive magnetic appliances to correct dentofacial vertical excess.

*Journal of Dental Research*, 73(1), 67–74.  
<https://doi.org/10.1177/00220345940730010901>

Vernon, M., & Trust, H. (1999). *Rare Earth Magnets in Orthodontics : An Overview*. 26, 29–37.

Veziroglu, F., Uckan, S., Ozden, U. A., & Arman, A. (2008). Stability of zygomatic plate-screw orthodontic anchorage system: A finite element analysis. *The Angle Orthodontist*, 78(5), 902–907. <https://doi.org/10.2319/081607-379.1>

Viecilli, R. F., Katona, T. R., Chen, J., Hartsfield, J. K. J., & Roberts, W. E. (2008). Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(6), 791.e11-26. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.11.023>

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. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.03.010>

Wang, L., Fu, Z., Hu, Z., Li, M., Qiu, L., & Gao, Z. (2022). Biomechanical behaviour of implant prostheses and adjacent teeth according to bone quality: A finite element analysis. *European Journal of Oral Sciences*, October 2021, 1–12. <https://doi.org/10.1111/eos.12863>

Wehrbein, H., Merz, B. R., Diedrich, P., & Glatzmaier, J. (1996). The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem. In *Clinical Oral Implants Research* (Vol. 7, Issue 4, pp. 410–416). <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1996.070416.x>

Wehrbein, Heinrich. (2009). Bone quality in the midpalate for temporary anchorage devices. *Clinical Oral Implants Research*, 20(1), 45–49. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01600.x>

Weinberger, B. W. (1926). *Orthodontics : An Historical Review of Its Origin and Evolution*. CV Mosby Co.

Wiechmann, D., Meyer, U., & Büchter, A. (2007). Success rate of mini- and micro-implants



- used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 18(2), 263–267. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01325.x>
- Wilmes, B., & Drescher, D. (2011). Impact of bone quality, implant type, and implantation site preparation on insertion torques of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(7), 697–703. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2010.08.008>
- Wilmes, Benedict, & Drescher, D. (2008). A miniscrew system with interchangeable abutments. *Journal of Clinical Orthodontics*, 42(10).
- Wilmes, Benedict, Drescher, D., & Nienkemper, M. (2009). A miniplate system for improved stability of skeletal anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 43(8), 494–501.
- Wilmes, Benedict, Ludwig, B., Vasudavan, S., Nienkemper, M., & Drescher, D. (2016). The T-Zone: Median vs. Paramedian Insertion of Palatal Mini-Implants. *Journal of Clinical Orthodontics*, 50(9), 543–551.
- Wilmes, Benedict, Niegel, T., & Drescher, D. (2018). Upper-molar intrusion using anterior palatal anchorage and the ‘Mini-Mousetrap’ appliance. *Australasian Orthodontic Journal*, 34(2), 263–267.
- Wilmes, Benedict, Ottenstreuer, S., Su, Y.-Y., & Drescher, D. (2008). Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 69(1), 42–50. <https://doi.org/10.1007/s00056-008-0727-4>
- Wilmes, Benedict, Rademacher, C., Olthoff, G., & Drescher, D. (2006). Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 67(3), 162–174. <https://doi.org/10.1007/s00056-006-0611-z>
- Wilmes, Benedict, Vasudavan, S., Stocker, B., Willmann, J. H., & Drescher, D. (2015). Closure of an open bite using the “Mousetrap” appliance: a 3-year follow-up. *Australian Orthodontic Journal*, 31(2), 208–215.
- Wood, J. D., Wang, R., Weiner, S., & Pashley, D. H. (2003). Mapping of tooth deformation caused by moisture change using moiré interferometry. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 19(3), 159–166.

[https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(02\)00025-8](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(02)00025-8)

- Woodall, N., Tadepalli, S. C., Qian, F., Grosland, N. M., Marshall, S. D., & Southard, T. E. (2011). Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *139*(2), e147–e152. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2010.08.017>
- Woods, M G, & Nanda, R. S. (1988). Intrusion of posterior teeth with magnets. An experiment in growing baboons. *The Angle Orthodontist*, *58*(2), 136–150. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1988\)058<0136:IOPTWM>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1988)058<0136:IOPTWM>2.0.CO;2)
- Woods, Michael G., & Nanda, R. S. (1991). Intrusion of posterior teeth with magnets: An experiment in nongrowing baboons. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *100*(5), 393–400. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(91\)70078-B](https://doi.org/10.1016/0889-5406(91)70078-B)
- Woodside, D. G., & Linder-Aronson, S. (1986). Progressive increase in lower anterior face height and the use of posterior occlusal bite-block in its management. In L. W. Graber (Ed.), *Orthodontics: State of Art, Essence of the Science* (pp. 209–218). CV Mosby Co.
- Xun, C., Zeng, X., & Wang, X. (2007). Microscrew anchorage in skeletal anterior open-bite treatment. *The Angle Orthodontist*, *77*(1), 47–56. <https://doi.org/10.2319/010906-14R.1>
- Yamaji, A. (2005). *An Introduction to Tectonophysics: Theoretical Aspects of Structural Geology*. Terrapub.
- Yang, L., Li, F., Cao, M., Chen, H., Wang, X., Chen, X., Yang, L., Gao, W., Petrone, J. F., & Ding, Y. (2015). Quantitative evaluation of maxillary interradicular bone with cone-beam computed tomography for bicortical placement of orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *147*(6), 725–737. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2015.02.018>
- Yang, W. S., Kim, B. H., & Kim, Y. H. (2001). A Study of the Regional Load Deflection Rate of Multiloop Edgewise Arch Wire. *The Angle Orthodontist*, *71*(2), 103–109. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2001\)071<0103:ASOTRL>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2001)071<0103:ASOTRL>2.0.CO;2)
- Yano, S., Motoyoshi, M., Uemura, M., Ono, A., & Shimizu, N. (2006). Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *European*

*Journal of Orthodontics*, 28(6), 541–546. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjl044>

- Yao, C.-C. J., Lee, J.-J., Chen, H.-Y., & Chang, Z.-C. J. (2005). Maxillary molar intrusion with fixed appliances and mini-implant anchorage studied in three dimensions. *The Angle Orthodontist*, 75(5), 745–760.
- Yao, C. C. J., Wu, C. B., Wu, H. Y., Kok, S. H., Chang, H. F. F., & Chen, Y. J. (2004). Intrusion of the overerupted upper left first and second molars by mini-implants with partial-fixed orthodontic appliances: A case report. *The Angle Orthodontist*, 74(4), 550–557. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2004\)074<0550:IOTOUL>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2004)074<0550:IOTOUL>2.0.CO;2)
- Yilmaz, H. N., Alakus, E., Erdem, B., & Kucukkeles, N. (2020). Effect of piezocision on molar intrusion in open-bite treatment using a modified MEAW technique. *Journal of Orofacial Orthopedics*. <https://doi.org/10.1007/s00056-020-00261-3>
- Yun, S. W., Lim, W. H., Chong, D. R., & Chun, Y. S. (2007). Scissors-bite correction on second molar with a dragon helix appliance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(6), 842–847. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.03.029>
- Zhou, X., Gan, Y., Zhao, Q., Xiong, J., & Xia, Z. (2019). Simulation of orthodontic force of archwire applied to full dentition using virtual bracket displacement method. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 35(5), 1–14. <https://doi.org/10.1002/cnm.3189>

# EKLER

Ek-1

ADÜ Evrak Tarih ve Sayısı: 06.09.2022-233833



T.C.  
AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü  
Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : E-21347915-050.04.04-233833  
Konu : 2022/037 nolu Etik Kurul Başvurumuz  
Hk.

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Yazgı AY ÜNÜVAR  
Öğretim Üyesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu'nun 26.08.2022 tarihinde yapılan 12 sayılı olağan toplantısında çalışmanıza onay verilmiş olup çalışmanıza ilgili alınan XII nolu karar aşağıda sunulmuştur. Bilgilerinize sunarım.

**KARAR: XII**  
**Protokol No: 2022/037**  
**Sorumlu Yürütücü: Dr. Öğretim Üyesi Yazgı AY ÜNÜVAR**

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu'nca Öğretim Üyesi Dr. Öğretim Üyesi Yazgı AY ÜNÜVAR'ın "Uzamış Üst Birinci Moların Farklı Yöntemlerle İntrüzyonunun Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi" başlıklı araştırması 26.08.2022 tarihli Etik Kurul toplantısında, araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezde (kurum izinin alınması ve dosyaya konulmak üzere gelmesi şartıyla) gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına oy birliğiyle karar verilmiştir.

Yine sorumlu araştırmacıya; taahhüt edilen çalışma bittikten sonra nihai raporun, BGOF (Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu-gönüllüler tarafından bizzat kendilerinin kendi adı- soyadını yazması ve imzalamasının sağlanması ile adreslerinin eksiksiz olarak formlara yazılmasına dikkat edilmelidir) ve Veri Toplama Formu/Anketlerin gönderilmesi gerektiğinin hatırlatılmasına ve sorumlu yürütücülerinin bu hususa özen göstermesi gerektiğinin bir kez daha vurgulanmasına oy birliğiyle karar verilmiştir.

Prof. Dr. Turhan DOST  
Kurul Başkanı

*Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.*

Belge Doğrulama Kodu :BSR6M9M9ZF

Belge Takip Adresi : <https://turkiye.gov.tr/abd/eK=5740&eD=BSR6M9M9ZF&eS=233833>

Adres: Merkez Kampüsü Enstitüler Binası Efeler/AYDIN

Telefon:0256 214 47 45 Faks:0256 214 66 87

e-Posta: [saglikbilimleri@adu.edu.tr](mailto:saglikbilimleri@adu.edu.tr) Web: [akademik.adu.edu.tr/enstitu/saglik/](http://akademik.adu.edu.tr/enstitu/saglik/)

Kep Adresi: [adnanmenderesuniversitesi@hs01.kep.tr](mailto:adnanmenderesuniversitesi@hs01.kep.tr)

Bilgi için: Duygu YEŞİLFİDAN

Unvanı: Raportör



*Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.*

**T.C.**

**AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ**

**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİLİMSEL ETİK BEYANI**

“Uzamış Üst Birinci Moların Farklı Yöntemlerle İntrüzyonunun Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi” başlıklı doktora tezindeki bütün bilgileri etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada, bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yaptığımı bildiririm. İfade ettiklerimin aksi ortaya çıktığında ise her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı

Cansu ÖZGÜ

14/12/2022

## ÖZGEÇMİŞ

**Soyadı, Adı** : Özgü, Cansu  
**Uyruk** : T.C.  
**Doğum yeri ve tarihi** : İzmir/ 24.10.1989  
**Telefon** : 05304168360  
**E-mail** : cansuozgu19@gmail.com  
**Yabancı Dil** : İngilizce

### EĞİTİM:

<b>Doktora</b>	Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı	2022
<b>Yüksek Lisans</b>	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2012
<b>Lisans</b>	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2012

### BURSLAR ve ÖDÜLLER:

-

### İŞ DENEYİMİ

<b>Yıl</b>	<b>Yer/ Kurum</b>	<b>Ünvan</b>
2013-2015	İzmir/ Özel Atadış Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	Diş Hekimi

## AKADEMİK YAYINLAR

### 1. MAKALELER

-

### 2. PROJELER

-

### 3. BİLDİRİLER

#### A) Uluslararası Kongrelerde Yapılan Bildiriler

**A1.** Ay Y., Özgü C., Özer T., Bilgiç F. (2016, October 1-5). *Evaluation of Pharyngeal Airways of Individuals with Bilateral Impacted Maxillary Canine by Using Cone Beam Computed Tomography* [Oral abstract]. 15th International Congress of Turkish Orthodontic Society, Antalya, Turkey.

**A2.** Özgü C., Ay Y., Özkan H.S. (2017, November 5-7). *Presurgical Orthopedical Treatment of A Newborn with Unilateral Complete Cleft Lip and Palate: A Case Report* [Poster abstract]. 15th International Symposium of the Turkish Orthodontic Society, Ankara, Turkey.

#### B) Ulusal Kongrelerde Yapılan Bildiriler

-