



**ÜST KESER RETRAKSİYONU VE EN-MASSE
RETRAKSİYONUNDA İNTERRADİKÜLER VE
İNFRAZİGOMATİK MİNİ VİDA ANKRAJİ
KULLANIMLARININ BİYOMEKANİK ETKİLERİ İLE
DİŞ HAREKETİNE OLAN ETKİLERİNİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ruşen ERDEM
Ortodonti Ana Bilim Dalı

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Nihat KILIÇ

Doktora Tezi-2024



SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Graduate School of Health Sciences

**ÜST KESER RETRAKSİYONU VE EN-MASSE
RETRAKSİYONUNDA İNTERRADİKÜLER VE
İNFRAZİGOMATİK MİNİ VİDA ANKRAJİ
KULLANIMLARININ BİYOMEKANİK ETKİLERİ İLE
DİŞ HAREKETİNE OLAN ETKİLERİNİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ruşen ERDEM

**Ortodonti Ana Bilim Dalı
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Nihat KILIÇ**

**ERZURUM
2024**

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	VIII
ÖZET	IX
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	XI
ŞEKİLLER DİZİNİ	XII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Ortodontik Diş Hareketi	5
2.2. Diş Hareketi Tipleri	6
2.2.1. Tipping (Devrilme Hareketi)	6
2.2.2. Translasyon (Paralel Diş Hareketi)	7
2.2.3. Rotasyon	7
2.2.4. Ekstrüzyon	7
2.2.5. İntrüzyon	8
2.2.6. Tork Hareketi	8
2.3. Kuvvet	9
2.3.1. Vektör	9
2.3.2. Etki Çizgisi	9
2.3.3. Yön ve Büyüklük	10
2.3.4. Uygulama Noktası	10
2.4. Direnç Merkezi	10
2.5. Rotasyon Merkezi	11
2.6. Maloklüzyonların Sınıflandırılması	11
2.6.1. Sınıf II Maloklüzyonlar	12

2.6.1.1. Sınıf II Divizyon 1 Maloklüzyonlar.....	14
2.6.1.2. Sınıf II Divizyon 2 Maloklüzyonlar.....	15
2.7. Ortodontide Anterior Dişlerin Geriye Doğru Alınma (Retraksiyon) Yöntemleri ...	15
2.7.1. İki Aşamalı Retraksiyon Yöntemi	16
2.7.1.1. Kanin Distalizasyonu	17
2.7.1.2. Keser Retraksiyonu.....	17
2.7.2. En Masse Retraksiyonu	18
2.8. Ankraj	19
2.8.1. Ankraj Tipleri	21
2.8.1.1. Çekim Boşluğunun Kullanım Miktarına Göre Ankraj Tipleri.....	21
2.8.1.2. Ankraj Alınan Bölgeye Göre Ankraj Tipleri	21
2.8.2. İskeletsel Ankraj	22
2.9. Mini Vidalar.....	24
2.10. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi.....	26
2.10.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Kavramlar	29
2.10.1.1. Kuvvet.....	29
2.10.1.2. Stres (Gerilim)	29
2.10.1.3. Strain (Gerinim).....	31
2.10.1.4. Gerilim-Gerinim (Stres-Strain) Eğrisi	32
2.10.1.5. Von Mises Stres	33
2.10.1.6. Young's Modülü (Elastiklik Modülü)	33
2.10.1.7. Poisson Oranı	34
2.10.2.8. Eleman ve Düğüm	34
2.10.2.9. Sınır Koşulları.....	35
3. MATERYAL VE METOT.....	36

3.1. Bilgisayarlı Tomografi Verilerinden Üç Boyutlu Model Elde Edilmesi.....	36
3.1.1. Maksilla ve Maksiller Dişlerin 3 Boyutlu Modellerinin Elde Edilmesi	38
3.1.2. Periodontal Ligamentin (PDL) Modellenmesi	43
3.2. Güç Kolu ve Mini Vidaların Üç Boyutlu Modellemesi.....	45
3.3. Braketlerin Modellenmesi.....	46
3.4. Braketlerin Dişler Üzerine Yerleştirilmesi	46
3.5. Ark Telinin Modellenmesi.....	47
3.6. Mini Vida Konumlarının Belirlenmesi ve Maksiller Kemiğe Yerleştirilmesi	47
3.6.1. İnterradiküler Mini Vida Konumu.....	47
3.6.2. İnfrazigomatik Mini Vida Konumu	49
3.7. Sonlu Elemanlar Analizinin Yapılacağı Modellerin Oluşturulması	52
3.8. Sonlu Elemanlar Analizinin Uygulanması	60
3.8.1. Materyal Özelliklerinin Belirlenmesi	60
3.8.2. Sınır Koşullarının ve Kontaklar Arası İlişkilerin Tanımlanması.....	61
3.8.3. Ağ Yapısının Oluşturulması	61
3.8.3.1. Düğüm ve Eleman Sayısı.....	66
4. BULGULAR.....	67
4.1. Model 1.1'e Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri.....	68
4.1.1. Model 1.1'e Ait Dişlerin X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	69
4.1.2. Model 1.1'e Ait Dişlerin Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	69
4.1.3. Model 1.1'e Ait Dişlerin Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	70
4.1.4. Model 1.1'e Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı	71
4.1.5. Model 1.1'e Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı.....	72
4.1.6. Model 1.1'e Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı	72
4.2. Model 1.2'ye Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri.....	73

4.2.1. Model 1.2'ye Ait Dişlerin X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	74
4.2.2. Model 1.2'ye Ait Dişlerin Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	75
4.2.3. Model 1.2'ye Ait Dişlerin Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	76
4.2.4. Model 1.2'ye Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı	77
4.2.5. Model 1.2'ye Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı	77
4.2.6. Model 1.2'ye Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı	78
4.3. Model 1.3'e Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri	78
4.3.1. Model 1.3'e Ait X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	79
4.3.2. Model 1.3'e Ait Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	80
4.3.3. Model 1.3'e Ait Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	81
4.3.4. Model 1.3'e Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı	82
4.3.5. Model 1.3'e Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı	82
4.3.6. Model 1.3'e Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı	83
4.4. Model 1.4'e Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri	83
4.4.1. Model 1.4'e Ait X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	84
4.4.2. Model 1.4'e Ait Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	85
4.4.3. Model 1.4'e Ait Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	86
4.4.4. Model 1.4'e Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı	86
4.4.5. Model 1.4'e Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı	87
4.4.6. Model 1.4'e Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı	87
4.5. Model 2.1'e Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri	88
4.5.1. Model 2.1'e Ait X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	89
4.5.2. Model 2.1'e Ait Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	90
4.5.3. Model 2.1'e Ait Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	91
4.5.4. Model 2.1'e Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı	92

4.5.5. Model 2.1'e Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı.....	92
4.5.6. Model 2.1'e Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı	93
4.6. Model 2.2'ye Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri.....	93
4.6.1. Model 2.2'ye Ait X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri.....	94
4.6.2. Model 2.2'ye Ait Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri.....	95
4.6.3. Model 2.2'ye Ait Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	96
4.6.4. Model 2.2'ye Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı.....	97
4.6.5. Model 2.2'ye Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı.....	97
4.6.6. Model 2.2'ye Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı	98
4.7. Model 2.3'e Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri.....	98
4.7.1. Model 2.3'e Ait X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri.....	99
4.7.2. Model 2.3'e Ait Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri.....	100
4.7.3. Model 2.3'e Ait Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	101
4.7.4. Model 2.3'e Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı.....	101
4.7.5. Model 2.3'e Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı.....	102
4.7.6. Model 2.3'e Ait Dişlerdeki Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı.....	102
4.8. Model 2.4'e Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri.....	103
4.8.1. Model 2.4'e Ait X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri.....	104
4.8.2. Model 2.4'e Ait Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri.....	105
4.8.3. Model 2.4'e Ait Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri	106
4.8.4. Model 2.4'e Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı.....	106
4.8.5. Model 2.4'e Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı.....	107
4.8.6. Model 2.4'e Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı	107
4.9. En Masse Retraksiyonu Grubu Model 1.1 ve Model 1.2'ye Ait Bulguların Karşılaştırılması	108

4.9.1. X Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	108
4.9.2. Y Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	109
4.9.3. Z Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	110
4.10. En Masse Retraksiyonu Grubu Model 1.3 ve Model 1.4'e Ait Bulguların Karşılaştırılması	110
4.10.1. X Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	111
4.10.2. Y Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	111
4.10.3. Z Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	112
4.11. Keser Konsolidasyonu Grubu Model 2.1 ve Model 2.2'ye Ait Bulguların Karşılaştırılması	113
4.11.1. X Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	113
4.11.2. Y Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	114
4.11.3. Z Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	115
4.12. Keser Konsolidasyonu Grubu Model 2.3 ve Model 2.4'e Ait Bulguların Karşılaştırılması	115
4.12.1. X Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	116
4.12.2. Y Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	116
4.12.3. Z Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	117
4.13. En masse Retraksiyonu ve Keser Konsolidasyonu Gruplarında Devrilme Miktarı Diğer Modellere Oranla Az Olan Model 1.4 ve Model 2.4'e Ait Bulguların Karşılaştırılması	118
4.13.1. X Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	118
4.13.2. Y Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	119
4.13.3. Z Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması	120
5. TARTIŞMA	121

6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	140
KAYNAKLAR	142
EKLER	161
EK-1. ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU	161
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU	162



TEŞEKKÜR

Doktora tezi olarak sunduğum bu çalışmayı, değerli bilgi ve katkıları ile yöneten, klinikte ve tezimin her aşamasında yardımlarını esirgemeyen kıymetli hocam Sayın Prof. Dr. Nihat KILIÇ'a en derin saygı ve şükranlarımı sunarım.

Doktora eğitimimdeki katkılarından dolayı kıymetli hocalarım Sayın Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM'e (Kafkas Üniversitesi, Kars), Sayın Prof. Dr. İsmail CEYLAN'a (Atatürk Üniversitesi, Erzurum), Sayın Doç. Dr. Ali KIKI'ye (Atatürk Üniversitesi, Erzurum) ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Nurhan BAYINDIR DURNA'ya (Atatürk Üniversitesi, Erzurum), tez jüri üyesi Sayın Prof. Dr. Binali ÇAKIR'a (Atatürk Üniversitesi, Erzurum), tez analizlerini gerçekleştiren Sayın Doç. Dr. İsmail Hakkı KORKMAZ'a (Erzurum Teknik Üniversitesi, Erzurum), bu çalışmayı TDK-2022-10331 BAP proje numarası ile destekleyen Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne, çalışmalarım sırasında ilgi ve desteklerini esirgemeyen çalışma arkadaşlarıma, yoğun eğitim dönemim boyunca sabırla beni destekleyen eşime ve aileme teşekkür ederim.

Dt. Ruşen ERDEM

ÖZET

Üst Keser Retraksiyonu ve En-Masse Retraksiyonunda İnterradiküler ve İnfrazigomatik Mini Vida Ankrağı Kullanımlarının Biyomekanik Etkileri ile Diş Hareketine Olan Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı, üst dört kesici diş retraksiyonu ve en masse retraksiyonunda interradiküler ve infrazigomatik mini vida ankrajlarının diş hareketi ve von Mises stres dağılımı üzerindeki etkilerini 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanarak değerlendirmek ve karşılaştırmaktır.

Materyal ve Metot: 17 yaşındaki bir gönüllüye ait konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) görüntüleri elde edildi. CBCT görüntüleri maksilla, maksiller dişler ve periodontal ligamentin üç boyutlu modellemeleri için MIMICS programına aktarıldı. Ayrıca SolidWorks yazılımında, ark teli ($0,017 \times 0,022$ inç), braketler ve güç kolları da modellendi. Modellere interradiküler ve infrazigomatik mini vidalar ile iki farklı yükseklikte (3 ve 6mm) güç kolları yerleştirildi. Kuvvet vektörlerini simüle etmek için farklı mini vida konumları ve güç kollarının bulunduğu sekiz model oluşturuldu. Tüm modeller ANSYS yazılımına aktarılarak 150 gramlık kuvvete maruz bırakıldı. Elde edilen veriler analiz edildi.

Bulgular: Güç kolu uzunluğunun 3 mm'den 6 mm'ye çıkarılması dişlerdeki devrilmeyi ve ekstrüzyonu azaltmıştır. Inter-radiküler mini vida modellerine kıyasla, genel olarak infrazigomatik mini vida ankrağı modellerinde daha az devrilme meydana gelmiştir. İnfrazigomatik mini vida ile 6 mm'lik güç kolu arasına kuvvetin uygulanması; en az devrilme dört kesici dişin retraksiyonunda olmak üzere dört kesici dişin retraksiyonu ve "en masse" retraksiyonu modellerinde daha az devrilmeye neden olmuştur. Stres ağırlıklı olarak yan kesici dişler ve köpek dişlerinde yoğunlaşmıştır. Maksimum stres ağırlıklı olarak mini vidaların etrafında yoğunlaşmıştır.

Sonuç: Bu çalışmanın bulguları, von Mises streslerinin ağırlıklı olarak kanin dişlerinde, yan kesici dişlerde ve mini vidaların çevresinde yoğunlaştığını ve infrazigomatik mini vida ankrağı ve 6 mm'lik güç kolu kullanılarak oluşturulan dört kesici diş retraksiyon modelinin nispeten kontrollü diş hareketi ve minimum devrilme meydana getirdiğini göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Dental stres analizleri, diş hareketi teknikleri, mekanik stres, mini vida, ortodontik ankraj teknikleri, sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

Evaluation of Biomechanical and Tooth Movement Effects of Interradicular and Infrazygomatic Mini Screw Anchorages during Upper Incisor Retraction and En-Masse Retraction with Finite Element Analysis

Aim: The aim of this thesis study is to evaluate and compare the effects of interradicular and infrazygomatic mini screw anchorages on tooth movement and von Mises stress distribution during maxillary four-incisor retraction and “en masse” retraction using 3-dimensional finite element stress analysis.

Material and Methods: Cone beam computed tomography (CBCT) images of a 17-year-old volunteer were obtained. The images were transferred to the MIMICS program for three-dimensional modelling. Modelling included the maxilla, teeth, and periodontal ligament (PDL). The SolidWorks software modelled a continuous archwire (0.017×0.022 -inch dimensions), braces, and power arms. Interradicular and Infrazygomatic miniscrews were placed with power arms at two heights (3 and 6 mm). Eight models with different miniscrew positions and power arms were created to simulate force vectors. All models were transferred to the ANSYS software and were subjected to 150 grams of force. The data were analyzed.

Results: Increasing the power arm length from 3 mm to 6 mm reduced the tipping and decreased the extrusion of the teeth. In general, less tipping occurred in infrazygomatic mini screw anchorage models compared to inter-radicular mini screw models. Applying the force between infrazygomatic mini screw and 6 mm power arm produced less tipping in four incisor retraction and “en masse” retraction models, with the former model producing the least tipping. The stress is mainly concentrated on the lateral and canine teeth. The maximum stress is mainly concentrated around the miniscrews.

Conclusion: The findings of the presents study indicated that von Mises stresses were predominantly concentrated on the canine and lateral teeth and around the mini-screws, and a four-incisor retraction model with an infrazygomatic mini screw anchorage and a 6 mm power arm resulted in relatively controlled tooth movement and minimal tipping.

Key Words: Dental stress analyses, tooth movement techniques, stress mechanical, mini screw, orthodontic anchorage techniques, finite element analysis,

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CBCT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
PDL	: Periodontal Ligament
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
E	: Elastiklik Modülü
F	: Kuvvet
FEM	: Sonlu Elemanlar Yöntemi
GPa	: Gigapascal
HU	: Hounsfield Unit
L	: Uzunluk
MIMICS	: Materialise Interactive Medical Image Control System
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
Oz	: Ons
Pa	: Pascal
S	: Stres
SI	: Uluslararası Birimler Sistemi
STL	: Stereolitografi
TADs	: Temporary Anchorage Devices- Geçici Ankraj Cihazları
ϵ	: Gerinim
ΔL	: Deformasyon miktarı

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Basma gerilmesi	30
Şekil 2.2. Çekme gerilmesi.....	31
Şekil 2.3. Makaslama gerilmesi.....	31
Şekil 2.4. Gerilme- Gerinim eğrisi	32
Şekil 3.1. MIMICS programına aktarılan DICOM verileri	38
Şekil 3.2. CBCT görüntülerinde çizilen profil çizgisi	39
Şekil 3.3. Çizilen profil çizgisinin Hounsfield Unit (HU) grafiği üzerindeki karşılıkları	39
Şekil 3.4. Maskelenmiş, aksiyal, koronal ve sagittal düzlemlerdeki CBCT görüntüleri.	40
Şekil 3.5. a) Segmentasyon işlemi tamamlanmamış dişin koronal, sagittal ve üç boyutlu görünümü; b) Segmentasyon işlemi tamamlanmış dişin koronal, sagittal ve üç boyutlu görünümü	41
Şekil 3.6. a) Segmentasyon işlemi tamamlanmamış maksiller kemik; b) Segmentasyon işlemi tamamlanmış maksiller kemik	41
Şekil 3.7. MIMICS programında modellenen dişlerin 3B modelleri	42
Şekil 3.8. Maksiller kemik ve dişlerin 3B modellerinin farklı açılardan görünüşü.....	42
Şekil 3.9. Kortikal kemik 3B modellemesinin izometrik görünüşü	44
Şekil 3.10. Trabeküler kemiğin 3B modellemesinin izometrik görünüşü.....	44
Şekil 3.11. Diş ve PDL'lerin 3B modellerinin izometrik görünüşü	45
Şekil 3.12. a) İnfrazigomatik mini vida, b) İnterradiküler mini vida, c) Güç kolu (Power Arm) üç boyutlu modelleri.....	45
Şekil 3.13. a) Santral b) Lateral c) Kanin d) 1. Premolar e) 2. Premolar f) 1. Molar dişlerine ait braket ve tüplerin 3B modelleri.....	46

Şekil 3.14. a) Ark telinin doğrultusunu temsil eden ve slot boşluklarının ortasından geçen çizgi, b) Braket slotlarının giriş ve çıkışından geçen ark telinin profil çizimi.....	47
Şekil 3.15. İnterradiküler mini vida yerleşimi sagital kesit.....	48
Şekil 3.16. İnterradiküler mini vida yerleşimi sagital kesit.....	48
Şekil 3.17. İnterradiküler mini vida yerleşimi oblik kesit.....	49
Şekil 3.18. İnterradiküler mini vida yerleşimi aksiyal kesit.....	49
Şekil 3.19. İnfrazigomatik mini vida giriş yüksekliği ve giriş açıları	50
Şekil 3.20. İnfrazigomatik mini vida yerleşimi sagital kesit	50
Şekil 3.21. İnfrazigomatik mini vida yerleşimi sagital kesit	51
Şekil 3.22. İnfrazigomatik mini vida yerleşimi oblik kesit	51
Şekil 3.23. İnfrazigomatik mini vida yerleşimi koronal kesit	52
Şekil 3.24. İnfrazigomatik mini vida yerleşimi aksiyal kesit	52
Şekil 3.25. En masse grubu interradiküler mini vida ve 3 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	53
Şekil 3.26. En masse grubu interradiküler mini vida ve 6 mm güç kolu senaryosu a) Koronal kesit b) Sagital kesit.....	54
Şekil 3.27. En masse grubu infrazigomatik mini vida ve 3 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	55
Şekil 3.28. En masse grubu infrazigomatik mini vida ve 6 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	56
Şekil 3.29. Keser Konsolidasyonu grubu interradiküler mini vida ve 3 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	57
Şekil 3.30. Keser Konsolidasyonu grubu interradiküler mini vida ve 6 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	58

Şekil 3.31. Keser Konsolidasyonu grubu infrazigomatik mini vida ve 3 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	59
Şekil 3.32. Keser Konsolidasyonu grubu infrazigomatik mini vida ankrajı ile 6 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	60
Şekil 3.33. Maksilla sabit kemik kesi yüzeyi	61
Şekil 3.34. Model 1.1'e ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	62
Şekil 3.35. Model 1.2'ye ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	62
Şekil 3.36. Model 1.3'e ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	63
Şekil 3.37. Model 1.4'e ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	63
Şekil 3.38. Model 2.1'e ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	64
Şekil 3.39. Model 2.2'ye ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	64
Şekil 3.40. Model 2.3'e ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	65
Şekil 3.41. Model 2.4'e ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit.....	65
Şekil 4.1. Model 1.1'in kuvvet doğrultusu.	68
Şekil 4.2. Model 1.1'e ait X eksenindeki yer değiştirme verileri	69
Şekil 4.3. Model 1.1'e ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri	70
Şekil 4.4. Model 1.1'e ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri	71
Şekil 4.5. Model 1.1'e ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler	72
Şekil 4.6. Model 1.1'e ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler	72
Şekil 4.7. Model 1.1'e ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler.....	73
Şekil 4.8. Model 1.2'in kuvvet doğrultusu	73
Şekil 4.9. Model 1.2'ye ait X eksenindeki yer değiştirme verileri.....	74
Şekil 4.10. Model 1.2'ye ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri.....	75
Şekil 4.11. Model 1.2'e ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri	76
Şekil 4.12. Model 1.2'ye ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler	77

Şekil 4.13. Model 1.2'ye ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler	77
Şekil 4.14. Model 1.2'ye ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler.....	78
Şekil 4.15. Model 1.3'e ait kuvvet doğrultusu	78
Şekil 4.16. Model 1.3'e ait X eksenindeki yer değiştirme verileri	79
Şekil 4.17. Model 1.3'e ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri	80
Şekil 4.18. Model 1.3'e ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri	81
Şekil 4.19. Model 1.3'e ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler	82
Şekil 4.20. Model 1.3'e ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler ..	82
Şekil 4.21. Model 1.3'e ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler.....	83
Şekil 4.22. Model 1.4'e ait kuvvet doğrultusu	83
Şekil 4.23. Model 1.4'e ait X eksenindeki yer değiştirme verileri	84
Şekil 4.24. Model 1.4'e ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri	85
Şekil 4.25. Model 1.4'e ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri	86
Şekil 4.26. Model 1.4'e ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler	87
Şekil 4.27. Model 1.4'e ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler ..	87
Şekil 4.28. Model 1.4'e ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler.....	88
Şekil 4.29. Model 2.1'ye ait kuvvet doğrultusu	88
Şekil 4.30. Model 2.1'e ait X eksenindeki yer değiştirme verileri	89
Şekil 4.31. Model 2.1'e ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri	90
Şekil 4.32. Model 2.1'e ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri	91
Şekil 4.33. Model 2.1'e ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler	92
Şekil 4.34. Model 2.1'e ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler ..	92
Şekil 4.35. Model 2.1'e ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler.....	93
Şekil 4.36. Model 2.2'ye ait kuvvet doğrultusu	93
Şekil 4.37. Model 2.2'ye ait X eksenindeki yer değiştirme verileri	94

Şekil 4.38. Model 2.2'ye ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri	95
Şekil 4.39. Model 2.2'ye ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri	96
Şekil 4.40. Model 2.2'ye ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler	97
Şekil 4.41. Model 2.2'ye ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler	97
Şekil 4.42. Model 2.2'ye ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler.....	98
Şekil 4.43. Model 2.3'e ait kuvvet doğrultusu	98
Şekil 4.44. Model 2.3'e ait X eksenindeki yer değiştirme verileri.....	99
Şekil 4.45. Model 2.3'e ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri	100
Şekil 4.46. Model 2.3'e ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri	101
Şekil 4.47. Model 2.3'e ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler	102
Şekil 4.48. Model 2.3'e ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler	102
Şekil 4.49. Model 2.3'e ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler.....	103
Şekil 4.50. Model 2.4'e ait kuvvet doğrultusu	103
Şekil 4.51. Model 2.4'e ait X eksenindeki yer değiştirme verileri.....	104
Şekil 4.52. Model 2.4'e ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri	105
Şekil 4.53. Model 2.4'e ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri	106
Şekil 4.54. Model 2.4'e ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler	107
Şekil 4.55. Model 2.4'e ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler	107
Şekil 4.56. Model 2.4'e ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler.....	108

TABLOLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Modellenen yapılara ait Young Modülü ve Poisson Oranları	61
Tablo 3.2. Modellere ait eleman ve düğüm sayıları.....	66
Tablo 4.1. Model 1.1'e ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)	68
Tablo 4.2. Model 1.2'ye ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)	74
Tablo 4.3. Model 1.3'e ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)	79
Tablo 4.4. Model 1.4'e ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)	84
Tablo 4.5. Model 2.1'e ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)	89
Tablo 4.6. Model 2.2'ye ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)	94
Tablo 4.7. Model 2.3'e ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)	99
Tablo 4.8. Model 2.4'e ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)	104
Tablo 4.9. Model 1.1 ve Model 1.2'ye ait X eksenli kıyaslama verileri (mm).....	109
Tablo 4.10. Model 1.1 ve Model 1.2'ye ait Y eksenli kıyaslama verileri (mm).....	109
Tablo 4.11. Model 1.1 ve Model 1.2'ye ait Z eksenli kıyaslama verileri (mm)	110
Tablo 4.12. Model 1.3 ve Model 1.4'e ait X eksenli kıyaslama verileri (mm).....	111
Tablo 4.13. Model 1.3 ve Model 1.4'e ait Y eksenli kıyaslama verileri (mm).....	112

Tablo 4.14. Model 1.3 ve Model 1.4'ye ait Z eksenli kıyaslama verileri (mm)	113
Tablo 4.15. Model 2.1 ve Model 2.2'ye ait X eksenli kıyaslama verileri (mm)	114
Tablo 4.16. Model 2.1 ve Model 2.2'ye ait Y eksenli kıyaslama verileri (mm)	114
Tablo 4.17. Model 2.1 ve Model 2.2'ye ait Z eksenli kıyaslama verileri (mm)	115
Tablo 4.18. Model 2.3 ve Model 2.4'e ait X eksenli kıyaslama verileri (mm)	116
Tablo 4.19. Model 2.3 ve Model 2.4'e ait Y eksenli kıyaslama verileri (mm)	117
Tablo 4.20. Model 2.3 ve Model 2.4'e ait Z eksenli kıyaslama verileri (mm)	118
Tablo 4.21. Model 1.4 ve Model 2.4'e ait X eksenli kıyaslama verileri (mm)	119
Tablo 4.22. Model 1.4 ve Model 2.4'e ait Y eksenli kıyaslama verileri (mm)	119
Tablo 4.23. Model 1.4 ve Model 2.4'e ait Z eksenli kıyaslama verileri (mm)	120

1. GİRİŞ

Yüz estetiği anlayışı kültürden kültüre ve bir çağdan diğerine değişebilir. Ancak, insanlık medeniyeti boyunca, kültürel, tarihsel ve etnik tercihlerin ötesinde belirli karakteristik yüz oranlarının estetik yönden iyi olarak kabul edildiği görülmektedir (Huggins ve McBride, 1975). İyi bir yüz estetiği sağlamak ortodontik tedavinin temel hedeflerinden biri olduğundan, tanı ve tedavi planlaması iskeletsel yapı, dişler ve yumuşak doku arasındaki ilişkilere göre belirlenmelidir (Bloom, 1961).

Ortodontik tedavi çekimli ve çekimsiz tedavi yöntemleri olarak ikiye ayrılmaktadır. Çekimsiz ortodontik tedavi yöntemleri, molar dişlerinin distalizasyonu, diş arklarının genişletilmesi ve dişlerin mezio-distal boyutlarının azaltılması (stripping) gibi çeşitli uygulamalarla elde edilebilmektedir. Fakat iyi bir oklüzyon, estetik ve stabilite sağlamak için premolar dişlerin çekimine olan ihtiyaç devam etmektedir (Nanda ve ark. 2005, s.194). Angle Sınıf II divizyon 1 maloklüzyonlarda premolar diş çekimleri sonucu oluşan çekim boşluğuna üst ön dişler retrakte edilmekte ve overjet azaltılmaktadır. Ayrıca bu tedavi uygulaması yumuşak doku profilini düzeltmek amacıyla da uygulanmaktadır (Case, 1964). Çekilmiş dişlere ait boşlukların kapatılmasında uygulanacak olan mekanikler, teşhis ve tedavi planına göre kişiye özel olarak tasarlanmalıdır (Premkumar, 2015). Anterior dişlerin biyomekanik olarak çekim boşluğuna doğru uygun pozisyona getirilmesi; retraksiyon sırasında tork kaybının önlenmesi ve dişlerin eksen eğimlerinin kontrolü ile gerçekleştirilmektedir (Lee ve ark., 2007, s.179).

Ortodontik tedavi amacıyla çekilmiş dişlere ait boşluklar, kayma mekaniği (sliding mekaniği) veya bölümlü arklar (sürtünmesiz mekanik) kullanılarak kapatılabilmektedir (Nanda ve ark. 2005, s.200). Sliding mekaniğinde konvansiyonel boşluk kapatma yöntemi olarak öncelikle kanin dişleri distalize edildikten sonra dört

kesici diş retrakte edilmektedir. Bu yöntem iki aşamalı retraksiyon olarak adlandırılmaktadır. Diğer bir yöntem ise 6 adet ön dişi içeren tüm anterior dişlerin kitle halinde retraksiyonudur. Bu yöntem ise “en masse” retraksiyonu olarak adlandırılmaktadır (Nanda ve ark. 2005, s.194).

Ankraj kontrol stratejileri ortodonti biliminin tarihsel sürecinde başarılı bir ortodontik tedavi elde etmek için önemli bir faktör olmuştur. Geleneksel olarak ankraj; diş sayısını arttırılması, kas sisteminin kullanılması veya ekstraoral apareyler ile güçlendirilebilmektedir (Lee ve ark., 2007, s.1). Dişler dışındaki anatomik yapıların ankraj ünitesi olarak kullanılmasıyla çeşitli diş hareketleri ve büyüme değişiklikleri elde edilmektedir. Yirmi birinci yüzyılın başlangıcına kadar ağız dışı kuvvetler (headgear) ve ön damak bölgesinin kullanılması, dişleri kullanmadan ankraj elde etmenin tek yoluydu (Proffit 2019, s.267). Ancak bu yöntemlerde, hasta işbirliğine ihtiyaç duyulması, alerji, iyatrojenik yaralanmalar ve uygunsuz reaksiyonlar diş hareketleri gibi dezavantajlar bulunmaktadır (Prabhu ve Cousley, 2006).

Son yıllarda ortodontide, kemik içine geçici olarak uygulanan çeşitli apareyler ile ankrajın güçlendirilmesine yönelik bilimsel araştırmalara olan ilgi artmıştır (Ferrillo ve ark., 2023). Bu apareyler geçici ankraj apareyleri (Temporary Anchorage Devices) (TADs) olarak adlandırılmaktadır (Prabhu ve Cousley, 2006). Kemik içine uygulanan bu iskeletsel ankraj yöntemlerinin geliştirilmesi ile ekstraoral ankraj ihtiyaçını büyük ölçüde azaltan çok önemli bir ilerleme olmuştur (Kanomi, 1997).

Ortodontik ankraj için geçmişte mini implantlar kullanılmıştır. Fakat zaman içinde ortodontik ankraj için osseointegrasyonun gerekli olmadığı ve pek de arzu edilmediği ortaya çıkmıştır. Günümüzde iskeletsel ankraj için çeşitli seçenekler mevcuttur. Bunların başlıcaları, diş eti boyunca alveolar kemiğe nüfuz eden mini vidalar ve genellikle maksillanın zigomatik destek bölgesinde yumuşak dokunun altına yerleştirilen çok sayıda

mini vidayla desteklenen kemik plakalarıdır. Bu ankraj elemanları belirli zaman periyotları için kullanılmaktadır ve çoğunlukla mekanik retansiyonla kemikten destek aldığından her zaman osseointegrasyon oluşmamaktadır (Proffit 2019, s.267).

Ortodonti alanındaki araştırmalar son 50 yılda büyük bir değişim geçirmiştir. Biyolojik sistem içinde meydana gelen mekanik değişiklikleri aydınlatmak için fotoelastik analiz, gerilim ölçer ve lazer holografik girişim teknikleri gibi çok sayıda çalışma yapılmıştır (Burstone ve Pryputniewicz, 1980; Glickman ve ark., 1970; Oyen ve Tsay, 1991). Sayısal analizlerden biri olan sonlu elemanlar yöntemi, karmaşık geometrik nesnelerin şeklinin ve bunların fiziksel özelliklerinin bilgisayar ortamında modellendiği matematiksel bir yöntemdir. Sonlu elemanlar yöntemi, heterojen malzeme özelliklerini içeren düzensiz geometriye sahip katılara uygulanabilme avantajına sahip modern bir sayısal stres analizi aracıdır. Bu yöntem, ortodontistlere dentoalveoler kompleks içinde meydana gelen fizyolojik reaksiyonların anlaşılmasını geliştirebilecek nicel veriler sağlamaktadır (Konda ve Tarannum, 2012).

Literatürde en masse retraksiyonunun anterior dişler üzerindeki etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirildiği farklı çalışmalar mevcuttur (Hedayati ve Shomali, 2016; Sung ve ark., 2010). Fakat en masse retraksiyonu ve keser konsolidasyonunun anterior dişler üzerindeki etkilerinin infrazigomatik ve interradiküler mini vida ankrajı kullanılarak karşılaştırmalı olarak sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışma bu konu üzerine ışık tutmak için planlanmıştır.

Bu tez çalışmasının amacı infrazigomatik mini vida ankrajı alınarak yapılan keser konsolidasyonu ve en masse retraksiyonunun anterior diş hareketi ve biyomekanik etkilerini interradiküler mini vida ankrajı alınarak yapılan keser konsolidasyonu ve en masse retraksiyonunun etkileri ile karşılaştırmaktır. Bu çalışma ile klinik pratiğinde

sıklıkla uygulanan keser konsolidasyonu ve en masse retraksiyonundan hangi yöntemin biyomekanik olarak daha yararlı olacağının tespiti de amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontik Diş Hareketi

Ortodontik diş hareketi, hafif ve devamlı kuvvet altında periodonsiyumdaki sıkışma ve gerilme dağılımındaki değişiklikler ile tetiklenen alveolar kemiğin yeniden şekillenmesi süreci (remodelling) ile sağlanır. Temel olarak ortodontik diş hareketinde gözlenen doku reaksiyonları, fizyolojik diş hareketinde gözlenen doku reaksiyonlarına bir ölçüde benzemektedir. Diş sürmesi, alveolar kemik rezorpsiyonu ve oluşumu için gerekli olan moleküllerin programlanmasının bir sonucu olarak meydana gelirken, ortodontik diş hareketi, bu moleküllerin mekanik bir kuvvetle indüksiyondan sonra oluşan rezorpsiyon ve kemik oluşumu ile meydana gelmektedir (Wise ve King, 2008). Dişler ortodontik tedavi altında daha hızlı hareket ettiğinden ortodontik kuvvetlerin neden olduğu doku değişiklikleri daha belirgin ve kapsamlı olmaktadır (Reitan, 1960).

Alveolar kemiğin yeniden şekillenmesine aracılık ettiğinden ortodontik diş hareketinin temel sorumlusu periodontal ligamenttir (PDL). Her bir diş kollagen lif demetlerinden oluşan periodontal ligament ile alveolar kemiğe bağlanır. Periodontal ligament, kollagen liflerin yanı sıra vasküler, nöral, hücresel elemanlar ve doku sıvısından oluşur. Bu elemanlar ortodontik diş hareketini mümkün kılmada önemli rol oynamaktadırlar (Proffit 2019, s.248).

Ortodontik diş hareketini açıklamakta yaygın olarak 2 farklı teori öne çıkmıştır. Bunlar; ‘Basınç-Gerilim’ ve ‘Biyolojik Elektrik’ teorileridir. Basınç-gerilim teorisi; periodontal ligamentte bulunan ve ortodontik kuvvete maruz kalan mezenşimal kök hücrelerinin, kompresyon ile ilişkili bölgelerde osteoklastlara, gerilim ile ilişkili bölgelerde ise osteoblastlara farklılaşarak alveol kemiğinde rezorpsiyon ve apozisyona neden olduğunu ileri sürmektedir (Masella ve Meister, 2006). Biyolojik elektrik teorisinde ise ortodontik diş hareketini piezoelektrik sinyallerin başlattığı

düşünülmektedir. Piezoelektrik kristal yapılarda bir dış kuvvet tarafından oluşturulan deformasyona bağlı, elektronların kristal yapının bir tarafından diğer tarafına doğru yer değiştirmesiyle oluşan elektrik akımıdır. Birçok kristalin malzemede gözlemlenen bir olgudur. Bu teoriye göre kemikler, inorganik kristalin yapıda olduklarından dış kuvvetler altında alveolar kemik her esnediğinde veya büküldüğünde piezoelektrik akımlar oluşmakta ve bu süreç kemiğin yeniden şekillenmesinde neden olmaktadır. Fakat yapılan deneysel çalışmalar ortodontik diş hareketini tetiklemek için uygulanan sürekli kuvvetlerin, piezoelektrik veya diğer stres kaynaklı sinyaller üretmediğini göstermektedir (Proffit 2019, s.250-251).

2.2. Diş Hareketi Tipleri

2.2.1. Tipping (Devrilme Hareketi)

Tipping hareketi ortodonti pratiğinde en kolay elde edilen diş hareketi türüdür (Ülgen, 1993). Yuvarlak bir tel üzerindeki bir brakete tek bir kuvvet uygulandığında diş, direnç merkezine yakın bulunan rotasyon merkezi etrafında devrilir. Uygulanan bu tek yönlü kuvvet dişin kuron ve apeksinin zıt yönlerde hareket etmesine neden olmaktadır. Kuvvet momentinin neden olduğu bu harekete kontrolsüz devrilme adı verilmektedir. Kontrolsüz devrilme hareketi ortodonti pratiğinde genellikle istenmeyen bir hareketi oluşturmaktadır. Tek yönlü kuvvet uygulanırken sisteme dikdörtgen bir tel ile devrilme yönünün tersi yönünde az bir moment eklenirse klinik olarak arzu edilen bir devrilme hareketi oluşur buna ise kontrollü devrilme adı verilmektedir. Bu harekette rotasyon merkezi apikal yönde hareket etmektedir (Nanda ve Tosun, 2010, s.9).

Dişin devrilmesi, PDL'nin belirli bölgelerinde basınç artışına yol açmaktadır. Dişlerde meydana gelen bu devrilme hareketi özellikle kısa ve gelişmemiş köklere sahip dişlerde, alveol kretinin altında hyalinize bir bölgenin oluşmasına neden olmaktadır. Kök

tamamen gelişmişse, hyalinize bölge alveol kretinin tepe noktasına yakın bir mesafede oluşmaktadır (Thilander ve ark., 2017, s.65).

2.2.2. Translasyon (Paralel Diş Hareketi)

Bir cisim üzerindeki tüm noktaların aynı yönde aynı miktarda hareket etmesine ‘translasyon’ denmektedir. Ortodontik tedavide diş üzerindeki tüm noktaların aynı yönde aynı miktarda hareket ettiği durumlarda diş hareketine paralel diş hareketi yada intikali diş hareketi denilmektedir (Britto ve Isaacson, 2001, s. 210). Bu diş hareketinde dişin krun ve kökü rotasyon olmaksızın aynı yönde ve eşit miktarda hareket etmektedir (Naini ve Gill, 2022, s.46).

Bir dişin krununa aynı anda iki kuvvet uygulandığında dönme momenti oluşmuyorsa paralel diş hareketi elde edilmektedir. Paralel diş hareketinde kuvvet tüm alveoler bölgeye eşit olarak dağılmakta ve periodontal ligamentte aynı miktarda gerilmeler oluşmaktadır (Proffit 2019, s.255). Paralel diş hareketi elde etmek için uygulanan kuvvet miktarı belirli bir sınırı aşmamalı ve optimal düzeyde olmalıdır (Thilander ve ark., 2017, s.69).

2.2.3. Rotasyon

Ortodontik kuvvet altındaki bir dişin, sabit bir referans noktaya göre herhangi bir eksen etrafında açı değiştirerek gerçekleştirdiği harekete rotasyon hareketi denmektedir. Bu referans noktası dişin direnç merkezinde ise buna saf rotasyon hareketi denir (Tosun, 1999). Teorik olarak, bir dişin uzun ekseni etrafında dönmesini sağlayan kuvvetler, diğer diş hareketlerine neden olan kuvvetlerden çok daha büyüktür. Bunun sebebi, rotasyon hareketlerinde kuvvetin PDL'nin tamamına dağılmasıdır (Proffit 2019, s.255).

2.2.4. Ekstrüzyon

Dişlerin çene kemiği üzerinde oklüzal düzleme doğru olan hareketi olarak tanımlanmaktadır. Ekstrüzyon hareketinde periodontal lif demetleri uzamakta ve bu

gerilmiş lif demetlerinin uyguladığı gerilimin bir sonucu olarak alveol kretinde yeni kemik oluşumu meydana gelmektedir (Hatch ve Sun, 2023). Bu hareket tipinin ana hedefi dişleri alveol kemiği ile birlikte hareket ettirmektir. İdeal olarak ekstrüzyon hareketinde periodontal ligamentte hiçbir basınç alanının oluşumu istenmez. Fakat bu durum ortodonti pratiğinde pek mümkün değildir. Çünkü dişler ekstrüze edilirken mutlaka devrilmektedir ve bu da basınç alanlarının oluşmasına neden olmaktadır (Proffit 2019, s.256).

2.2.5. İntrüzyon

Dişlerin çene kemiği üzerinde apikale doğru olan hareketi olarak tanımlanmaktadır. Uzun yıllar boyunca dişlerde intrüzyon hareketi meydana getirmenin mümkün olmadığı düşünülmekteydi. Günümüzde klinik olarak başarılı bir intrüzyon hareketi gerçekleştirilebilmektedir. İntrüzyon hareketi yalnızca dişlere çok hafif kuvvetler uygulandığında mümkün olabilmektedir. İntrüzyon için uygulanan kuvvetin dişin apeksinde küçük bir alanda yoğunlaşması, neden çok hafif intrüzyon kuvvetinin uygulanması gerektiğini açıklamaktadır (Proffit 2019, s.256). İntrüzyon hareketinde ağır kuvvetler ise apikal kök rezorpsiyonu riskini artırabilir. İntrüzyon hareketi aynı zamanda diş pulpası ve diş kökü çevresindeki PDL alanlarında kan damarlarının ekstrasvazasyonu ile vaskülarizasyonun artması gibi değişikliklere de neden olabilmektedir (Stenvik ve Mjör, 1970).

2.2.6. Tork Hareketi

Tork, mekanik veya klinik açıdan tanımlanabilmektedir. Mekanik olarak, bir yapının uzun eksenine etrafında bükülmesi ve bunun sonucunda bir bükülme açısı oluşması anlamına gelmektedir. Klinik olarak ise dişin bukkopalatal yöndeki kuron/kök eğimini temsil etmektedir. Ortodontik tork hareketi bir dişin x eksenine etrafında rotasyonunu tanımlamak için kullanılan bir terimdir (Archambault ve ark., 2010). İdeal bir oklüzyon

elde etmek için dişlerin tork kontrolünün sağlanması oldukça önem arz etmektedir (Pandis ve ark., 2006).

2.3. Kuvvet

Kuvvet, uzaydaki bir cismin yerini veya şeklini değiştiren etkiye denmektedir. Fizikte, kuvvet hem büyüklüğü hem de yönü olan bir vektör olarak tanımlanmaktadır. (Britto ve Isaacson, 2001, s.209). Ortodonti biyomekaniğinde, genellikle hareket elde etmek amacıyla dişlere belirli bir yönde uygulanan yükü ifade etmektedir. Optimum veya optimal kuvvet kavramı ortodontide sıklıkla tartışılmaktadır. Optimum kuvvet, yan etkileri sınırlayan ve ideal diş hareketine olanak sağlayan kuvvet seviyesini ifade etmektedir. Bu kuvvet seviyesi, ortodontik tedavide dişlerin sağlıklı bir şekilde hareket etmesini ve istenilen pozisyona ulaşmasını sağlamaktadır (Naini ve Gill, 2022, s.30). Kuvvet ölçümleri genellikle gram, ons (oz) veya Newton cinsinden yapılır. Gram ve ons, daha geleneksel ölçüm birimleridir, ancak daha modern ve Uluslararası Birimler Sistemi'ne (SI) uygun olan Newton (N) terimi en yaygın olarak kullanılan kuvvet birimidir. Kuvvetin, etki çizgisi, yönü, büyüklük ve uygulama noktası gibi vektörel özellikleri bulunmaktadır (Nanda ve Tosun, 2010, s.4).

2.3.1. Vektör

Kuvvet, bir vektör olarak kabul edilir. Bu, kuvvetin hem büyüklüğünün hem de yönünün önemli olduğu anlamına gelmektedir. Bu nedenle kuvvet, sadece bir sayı (büyüklük) ile değil, aynı zamanda bir yönelim veya eyleme işaret eden bir okla ifade edilmektedir.

2.3.2. Etki Çizgisi

Bir kuvvetin uygulandığı noktadan geçen çizgi veya doğruya "etki çizgisi" denmektedir. Bu çizgi, kuvvetin hareket etmeye çalıştığı yöne işaret etmektedir.

2.3.3. Yön ve Büyüklük

Kuvvetin yönü, cismin hareket ettiği yönü göstermektedir. Büyüklüğü ise kuvvetin ne kadar güçlü olduğunu belirtmektedir.

2.3.4. Uygulama Noktası

Kuvvetin bir cisme uygulandığı belirli bir noktayı ifade etmektedir. Farklı uygulama noktaları, aynı büyüklükte bir kuvvetin farklı etkilere yol açmasına neden olabilmektedir. Bu kavramlar, fizikte ve mühendislikte kuvvetlerin anlaşılması ve hesaplanmasında temel rol oynamaktadırlar. Ortodontide de diş telleri ve apareyler aracılığıyla uygulanan kuvvetlerin doğru bir şekilde hesaplanması ve yönlendirilmesi önemlidir, çünkü bu kuvvetlerin doğru bir şekilde uygulanması, dişlerin düzeltilmesi veya tedavi edilmesi sürecinde kritik bir rol oynamaktadır (Larson ve Proffit, 2019, s.298-299; Smith ve Burstone, 1984).

2.4. Direnç Merkezi

Bileşke kuvvet vektörünün etki çizgisinin dişin uzun eksenine kesiştiği nokta direnç merkezi olarak tanımlanmaktadır. Teorik olarak bir dişin direnç merkezi kökünde bulunmaktadır. Araştırmalar, tek köklü dişlerin direnç merkezinin kökün uzun ekseninde, alveol kretinden yaklaşık %24 ila %35 uzaklıkta olduğunu göstermektedir. Direnç merkezi bazen kütle merkeziyle karıştırılır. Kütle merkezi, uzayda serbest bir cismin yerçekimi etkisi altında denge noktasıdır. Ancak, dişler kas kuvvetleri tarafından çevrili olan periodontal yapılar içinde sınırlandırılmıştır. Bu nedenle direnç merkezi, dişleri çevreleyen bu yapıların denge noktası olarak düşünülmelidir. Direnç merkezinin yeri her dişte farklıdır. Direnç merkezinin konumu; kök sayısına, alveol kemiğinin seviyesine, köklerin uzunluğuna ve morfolojisine bağlıdır. Bu nedenle direnç merkezinin konumu bazen kök rezorpsiyonu veya periodontal hastalıklar nedeniyle oluşan alveoler kemiğin kaybıyla değişmektedir (Nanda ve Tosun, 2010, s.6). Dişin direnç merkezine etki eden

herhangi bir kuvvet, dişte translasyon hareketine neden olmaktadır. Direnç merkezinden geçmeyen kuvvetler dişin devrilmesine yol açar bu da istenmeyen bir durumdur. Direnç merkezinin yerinin doğru belirlenip bu noktaya yakın kuvvet uygulanması ortodonti pratiğinde oldukça önem arz etmektedir (Britto ve Isaacson, 2001, s.210).

2.5. Rotasyon Merkezi

Rotasyon merkezi dişin etrafında döndüğü nokta olarak tanımlanmaktadır. Bu noktanın konumu dişe uygulanan kuvvet sistemine bağlıdır (Nanda ve Tosun, 2010, s.6). Ortodontik tedavilerde, braketlerle dişlere uygulanan moment ve kuvvet oranlarının değiştirilmesiyle rotasyon merkezinin yeri kontrol edilebilmektedir. Bu sayede diş hareketinin tipi kontrolsüz tipping hareketinden saf translasyona ve tork hareketine kadar değiştirebilmektedir (Lindauer ve Britto, 2000).

2.6. Maloklüzyonların Sınıflandırılması

İdeal oklüzyon, dişlerin hem mandibular hem de maksiller arklar içinde, ayrıca intermaksiller olarak optimum anatomik pozisyonda olduğu durumu ifade etmektedir. Maloklüzyon ise dişlerin ideal oklüzyon durumundan sapmasıdır. Maloklüzyon terimi, diş anomalilerinin oklüzal özellikleri belirlemek ve değerlendirmek için kullanılmaktadır. Klinik olarak maloklüzyonsuz mükemmel bir oklüzyona sahip olmak nadir olarak görülen bir durumdur (Barber, 2019, s.2).

Maloklüzyonların sınıflandırılmasına ilişkin ilk önemli adım 1890’larda Edward H. Angle tarafından atılmıştır. Maloklüzyonlar anatomik olarak üç boyutlu bir durumu yansıtmasına rağmen, Angle sınıflandırmasında sadece ön-arka düzlem (sagittal düzlem) dikkate alınmıştır. Bu yönüyle eksiklikleri olmasına rağmen dişsel sınıflandırmada günümüzde hala kabul edilen bir sınıflama yöntemidir (Ackerman ve Proffit, 1969). Angle sınıflandırmasında, üst birinci büyük azı dişinin yerini sabit olarak kabul edip oklüzyonun anahtarı olarak nitelendirmiştir (Ülgen, 2000, s.29). Angle, Sınıf I, Sınıf II

ve Sınıf III maloklüzyonlar olmak üzere üç ana sınıflandırma yapmıştır. Normal oklüzyonda, üst azı dişlerinin meziobukkal tüberkülü alt azı dişlerinin bukkal oluğu ile kapanış ilişkisi içerisinde. Sınıf I maloklüzyonlarda azı kapanış ilişkisi normal olmakta fakat dişlerde lingopozisyonlar, vestibülopozisyonlar, infrapozisyonlar, rotasyonlar, diastemalar ve çapraşıklıklar görülebilmektedir. Normal oklüzyon ve Sınıf I maloklüzyonlar aynı molar ilişkiyi paylaşmaktadırlar ancak dişlerin oklüzyon hattına göre düzenleri farklıdır. Sınıf II maloklüzyonlar, alt birinci büyük azı dişlerinin, üst birinci büyük azı dişlerine göre daha distalde konumlanması olarak tanımlanmıştır. Sınıf III maloklüzyonlar ise alt birinci büyük azı dişlerinin, üst birinci büyük azı dişlerine göre daha mezialde konumlanması olarak tanımlanmıştır (Proffit 2019, s.2; Ülgen, 2000, s.28-34).

Bir maloklüzyonun göze çarpan özelliklerine göre sınıflandırılması, hastanın mevcut oklüzyonunu tanımlamak ve belgelemek için klinik pratiğinde oldukça faydalıdır. Ek olarak, sınıflandırmalar bir popülasyondaki maloklüzyonun prevalansının kaydedilmesine olanak tanımakta ve aynı zamanda ortodontik tedavi ihtiyacının, zorluğunun ve başarısının değerlendirilmesine de yardımcı olmaktadır (Mitchell, 2019 s.13).

2.6.1. Sınıf II Maloklüzyonlar

Sınıf II maloklüzyonlar dişsel ve iskeletsel Sınıf II maloklüzyonlar olmak üzere ikiye ayrılmaktadırlar. Dişsel Sınıf II maloklüzyonlar noksanlıklarına rağmen günümüzde hala Angle'ın yapmış olduğu sınıflandırmayla tanımlanmaktadır. Bu maloklüzyonda alt birinci büyük azı dişi üst birinci büyük azı dişine göre daha distalde yer almaktadır. Angle bu durumu distal oklüzyon olarak tanımlamıştır (Angle, 1899).

İskeletsel Sınıf II maloklüzyonların sınıflandırılması sefalometrik analiz ile yapılmaktadır. Steiner 1953 yılında iskeletsel maloklüzyonların sınıflandırılmasında

sefalometrenin önemi ve bir teşhis aracı olarak potansiyeli konusunda çalışmalar yapmıştır (Steiner, 1953). İskeletsel sınıflandırma alt ve üst çenenin birbirleriyle ve kranyum ile ilişkisini belirleyen SNA, SNB ve ANB açıları ile yapılmaktadır. Ülkemizde ANB açısının 5 dereceden büyük olduğu durumlar iskeletsel Sınıf II maloklüzyonlar olarak değerlendirilmektedir (Ülgen, 2000, s.112).

İskeletsel Sınıf II maloklüzyonların özellikleri:

- Mandibular ark maksiller arka göre daha kısadır.
- Orta yüz öne ve aşağıya doğru eğimlidir. Bu sebeple alt çene aşağı ve geriye doğru rotasyona uğramıştır.
- Nazomaksiller kompleks uzun ve protrüzivdir.
- Mandibular korpus sagittal yönde kısadır.
- Kafa şekli tipi genellikle dolikosefalik veya mezosefaliktir.
- Damak ve maksiller ark genellikle uzun ve dardır.
- Mandibula retrüzivdir.
- Gonial açı daralmıştır (Enlow, 1996).
- Alt çene normal boyutundan küçüktür veya normal boyutta olup kafa kaidesine göre geride konumlanmıştır.
- SNB açısı azalmıştır.
- İskeletsel konveksite artmıştır.
- Ön kafa kaidesi uzun ve dardır.
- Maksilla kafa kaidesine göre önde konumlanmıştır.
- Ramus boyu normaldir ya da azalmıştır.
- ANB açısı artmıştır (Ülgen, 2000, s.115-118).

Angle ise dişsel Sınıf II vakaları iki gruba ayırmıştır:

1. Sınıf II divizyon 1 maloklüzyonlar

2. Sınıf II divizyon 2 maloklüzyonlar

2.6.1.1. Sınıf II Divizyon 1 Maloklüzyonlar

Angle' ın yapmış olduğu sınıflandırmada bu maloklüzyon türü, Sınıf II molar ilişkiye ek olarak anterior bölgede artmış overjet ile karakterize bir durumu içermektedir (Angle, 1899). Normal kabul edilen overjet miktarı 2mm'dir. Angle Sınıf II divizyon 1 maloklüzyonlarda ise overjet miktarı 5 mm veya üzerinde olmaktadır (Proffit 2019, s.6). Sınıf II divizyon 1 maloklüzyonlar çocukların %23'ünde, gençlerin %15'inde ve yetişkinlerin %13'ünde görülmektedir (Proffit 2019, s.6). Sınıf II divizyon 1 maloklüzyonlarda kesici diş ilişkisi genellikle retrognatik alt çeneye bağlı olan iskeletsel Sınıf II modeliyle ilişkilidir. Ancak Sınıf II divizyon 1 maloklüzyonlarda daha nadir olarak iskeletsel Sınıf I ve hatta Sınıf III çene ilişkisi görülebilmektedir. Sınıf II divizyon 1 maloklüzyonlar batı dünyasında en yaygın olarak görülen ve tedavi edilebilen maloklüzyonlardır. Bu maloklüzyonda, üst kesici dişlerin belirginliği ve/veya altta yatan iskelet yapısı nedeniyle dudak yetersizliği görülmektedir (Littlewood, 2019 s.116). Fisk ve ark. Sınıf II divizyon 1 maloklüzyonların muhtemel morfolojik varyasyonlarını şu şekilde tanımlamışlardır:

- Kranyuma oranla daha önde yer alan maksiller kaide ve dişler,
- Maksiller kaidenin anteriorunda yer alan maksiller dişler,
- Az gelişmiş mandibular kaide,
- Gelişim olarak normal olan mandibulanın posteriorda konumlanması,
- Alt dişlerin posteriorda konumlanması,
- Bu varyasyonların herhangi bir kombinasyonu (Fisk ve ark., 1953).

Çapraşıklığın bir sonucu olarak Sınıf II divizyon 1 kesici diş ilişkisi ortaya çıkabilmektedir. Yer sıkıntısı nedeniyle üst kesici dişler labiale doğru yer değiştirebilmekte ve bu yer değiştirme ise overjetin artmasına neden olmaktadır. Bu

durumlarda artan overjetin tedavisi, çapraşıklığı hafifletmek için diş çekimi yapıp dişlerin retraksiyonu ile mümkün olabilmektedir (Littlewood, 2019, s.118).

2.6.1.2. Sınıf II Divizyon 2 Maloklüzyonlar

Sınıf II molar ilişkisi ek olarak anterior bölgede artmış overbite ve minimum overjet ile karakterize bir durumu içermektedir (Angle, 1899). Bu maloklüzyonlarda genellikle santral kesici dişler retrüziv durumdayken, yan kesici dişler ise sıklıkla meziobukkal rotasyonla birlikte protrüziv durumdadır. Sınıf II divizyon 2 maloklüzyonlar genellikle hafif bir iskeletsel Sınıf II modeliyle ilişkilidir. Ancak Sınıf II divizyon 2 maloklüzyonlarda daha nadir olarak iskeletsel Sınıf I ve hatta Sınıf III çene ilişkisi görülebilmektedir. Bu maloklüzyonda artmış çiğneme kasları kuvveti ve azalmış dikey yüz oranları görülmektedir (Barber, 2019 s.125). Sınıf II divizyon 2 kesici diş ilişkisinin bulunduğu vakalarda, alt kesici dişlerin palatal dokularda ülserasyona neden olduğu ve/veya üst kesici dişlerin retroklinasyonunun alt dişlerin labial diş etlerinin yaralanmasına neden olduğu travmatik bir aşırı kapanış da meydana gelebilmektedir (Barber, 2019 s.124-126).

2.7. Ortodontide Anterior Dişlerin Geriye Doğru Alınma (Retraksiyon)

Yöntemleri

Ortodontik tedavilerde retraksiyon yöntemleri en sık şiddetli çapraşıklık ve/veya protrüziv kesici dişlerin geri çekilmesi ihtiyacı nedeniyle yapılan diş çekimlerini takiben gerekli olmaktadır (Naini ve Gill, 2022, s. 49). Çekimli vakaların tedavisinde kanin ve kesici dişlerin iki aşamada retraksiyonu veya ön altı dişin toplu olarak retraksiyonu (en masse retraksiyon) gibi çeşitli tedavi yöntemleri kullanılmaktadır (Burstone ve Koenig, 1976).

Premolar çekim boşluklarının kapatılması ortodontik tedavinin en önemli hedeflerinden biridir. Ortodontistler yıllardır çekim boşluklarını kapatmak için hızlı,

doğru ve etkili bir şekilde çalışabilen bir retraksiyon sistemi arayışındadırlar. Günümüzde etkin mekanik uygulamalar ve temel biyomekanik prensiplerin doğru bir şekilde uygulanmasıyla istenilen diş hareketi elde edilebilmektedir (Upadhyay ve ark., 2015, s. 108).

Diş çekimi sonrası oluşan boşluğun kapatılması, ortodontik tedavide dişlerin büyük mesafeler boyunca hareket ettirilmesini gerektirmektedir. Bu durum biyomekanik prensipler açısından ortodontide özellikle üzerinde durulan bir konudur. Retraksiyon yöntemi ve kullanılacak olan mekanik, teşhis ve tedavi planına göre kişiye özel olarak belirlenmelidir (Nanda, 2005, s.194).

Ortodontide retraksiyon yöntemleri iki aşamalı retraksiyon ve en masse retraksiyonu olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Çekim boşluklarını kapatmak için ise sürtünmeli ve sürtünmesiz olmak üzere iki temel biyomekanik strateji kullanılmaktadır. Sürtünmeli mekaniklerde ankraj ciddi bir sorundur. Çünkü uygulanan kuvvetin önemli bir kısmı braket ligatürü ile tel arasındaki sürtünmede kaybolmaktadır. Sürtünmeli mekaniklerde retraksiyon, ankrajın zorlanmasını önlemek için genellikle iki aşamada gerçekleştirilmektedir ancak bu teknik genellikle en masse retraksiyonundan daha fazla zaman almaktadır. Mini vidalı ankraj mekaniklerinin ve biyomekanikteki yeni konseptlerin kullanımıyla en masse retraksiyonu çoğu çekimli vakada uygulanabilir hale gelmiştir (Nanda ve Tosun, 2010, s.147).

Uygulanan retraksiyon yöntemlerinin nihai sonucunda tedavi hedeflerine uygun olarak ideal kök açılarına ve pozisyonlarına sahip, dik ve iyi hizalanmış dişler elde edilmelidir (Nanda ve ark., 2005, s.196).

2.7.1. İki Aşamalı Retraksiyon Yöntemi

Kanın distalizasyonu ve keser retraksiyonu olmak üzere iki aşamadan oluşur.

2.7.1.1. Kanin Distalizasyonu

Kanin distalizasyonu, kanin dişinin lateral kesici dişlere yakın bir pozisyondan, ark teli boyunca küçük azı dişine doğru distal yöndeki hareketi olarak tanımlanmaktadır (Upadhyay ve ark., 2015, s.112).

Sürtünmeli mekaniklerde optimum kuvvet altında hafif devrilme ve dikleşme döngüleriyle kanin dişleri ark teli üzerinde kayarak distale doğru hareket ettirilmektedir. Kuvvet miktarı, telin boyutu ve sertliği, tel ve braket malzemeleri, ligatür malzemesi gibi sürtünmeyi değiştiren faktörler diş hareketini etkileyebilmektedir. Genellikle sürtünmeyi yenmek için gereken kuvvet, dişleri hareket ettirmek için gereken kuvvetle aynı büyüklüktedir (Nanda ve Tosun, 2010, s.148).

2.7.1.2. Keser Retraksiyonu

Kanin distalizasyonundan sonra kesici dişlerin toplu olarak kalan boşlukları kapatmak amacıyla distale doğru hareketi olarak tanımlanmaktadır. Keser dişlerin retraksiyonunda posterior dişler ankraj ünitesi olarak kullanılabilen ve mümkün olduğu kadar posterior dişlerin protraksiyonları önlenerek ağırlıklı olarak kesici dişlerin retraksiyonu hedeflenmektedir (Naini ve Gill, 2022, s.49).

Sliding mekaniği ile dikdörtgen çelik bir tel üzerinde üst kesici dişlerin retraksiyonu gerçekleştirilebilmektedir. Retraksiyon kuvveti ankraj elemanlarından alınan destek ile sağlanmaktadır. Kesici dişler bölgesindeki dikdörtgen kesitli çelik telin üzerinde az miktarda ek tork bükümü yapılması gerekebilmektedir. Retraksiyon sırasında aşırı kuvvetlerden kaçınılmalıdır. Bu şekilde overjetin azaltılması sırasında üst kesici dişlerin tork kontrolü sağlanabilmektedir. Alt kesici dişlerin retraksiyon sürecini engellememesi için önceden iyi bir alt ark seviyelemesinin elde edildiğinden emin olmak gerekmektedir. Ankraj desteği için headgear, Sınıf II elastik veya bunların kombinasyonundan yararlanılabilmektedir (McLaughlin ve ark., 2001). Keser dişlerin

retraksiyonu, kanin distalizasyonuna kıyasla daha güçlü ankraj gerektirmekte ve ankraj için posterior dişlerin ligatür teli ile birleştirilmesi genellikle yeterli olmamaktadır (Nanda ve Tosun, 2010, s.148).

İki aşamalı retraksiyon prosedürü öngörülebilir olması ve hata oranının düşük olması özelliklerinden dolayı yaygın olarak kullanılmaya devam edilmektedir. Ancak çekim boşluklarının kapatılmasında iki aşamalı retraksiyon yöntemi en masse retraksiyonuna kıyasla daha uzun sürmektedir (Proffit ve Larson, 2019, s.533).

2.7.2. En Masse Retraksiyonu

Ön altı dişin toplu olarak retraksiyon prosedürü olarak tanımlanmaktadır. Bu teknikte ön dişler distale doğru hareket ettikçe ark teli arka dişlerin braketleri ve tüpleri boyunca kaymaktadır. Tel ve braketler arasındaki etkileşim, yüksek sürtünmeye neden olarak ankraj kaybına neden olabilmektedir. En masse retraksiyonu güçlü ankraj desteği gerektirmektedir. Geleneksel ankraj teknikleri kullanıldığında en zorlu işlemlerden biri olan en masse retraksiyonu, mini vida ankraj mekaniği ile daha verimli bir şekilde gerçekleştirilebilmektedir (Nanda ve Tosun, 2010, s.148). Sliding mekanikleri kullanılarak gerçekleştirilen en masse retraksiyonlarda, anterior dişlerin direnç merkezinin konumunu tahmin etmek önemlidir. Diş etki eden kuvvet sistemi ile direnç merkezi arasındaki ilişki, diş hareketinin tipini belirlemektedir (Zalaquett ve ark., 2024). Tipik olarak kesin konumu bilinmese de ortodontik apareyi seçerken ve etkinleştirirken dişin veya dişlerin direnç merkezi hakkında kavramsal bir farkındalığa sahip olmak önemlidir. Ortodontik kuvvetler dişlerin kuronlarındaki braketler aracılığıyla dişlere iletiğinden kuvvetin etki çizgisi genellikle dişlerin direnç merkezinden geçmez. Fakat kuvvetin yönü, büyüklüğü ve uygulama noktası değiştirilerek kuvvet etki çizgisinin dişlerin direnç merkezinden geçirilmesi sağlanabilmektedir. Kuvvetin dişlerin direnç merkezinden geçirilmesiyle ortodontik tedavilerde arzu edilen translasyon hareketi elde

edilebilmektedir (Kuhlberg ve Nanda, 2005, s.1-5). Literatürde en masse retraksiyonda, güç kolunun yan kesici diş ile kanin dişleri arasına yerleştirilmesinin, retraksiyon sırasında anterior dişler üzerinde daha iyi tork kontrolü sağladığı belirtilmiştir (Tominaga ve ark., 2009).

Yousry ve ark.'nın (2021) yaptıkları çalışmada, en masse retraksiyonunda kuvvet vektörünün dişlerin direnç merkezinden geçirilmesiyle bedensel hareket elde edilebileceğini ve güç kolu yüksekliğinin artırılmasıyla kontrolsüz devrilme miktarının azalacağını bildirmişlerdir.

2.8. Ankraj

Ankraj, istenmeyen diş hareketine karşı gösterilen direnç olarak tanımlanmaktadır (Nanda ve Tosun, 2010, s.83). Hastanın ihtiyacına göre bir grup diş aktif ünite, diğeri ise pasif veya reaktif ünite olarak sınıflandırılmaktadır. Bu iki ünitenin diş hareketi sırasında tamamen farklı rolleri vardır. Aktif ünite hareketin çoğunluğunu üstlenirken pasif ünite her türlü harekete karşı direnmektedir. Pasif ünite aktif ünitenin hareketini kolaylaştırmak için gerekli direnci sağlamakta ve böylece bir sabitleme görevi görmektedir. Dolayısıyla ankraj, aktif ünite istenen hareketi yaparken pasif ünitenin her türlü istenmeyen harekete karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilmektedir. Bu ankrajı veya direnci sağlayan diş takımına aynı zamanda “ankraj ünitesi” denmektedir (Upadhyay ve ark., 2015, s. 109).

Spesifik olarak ortodontik ankraj, bir grup dişin hareketini yaparken başka bir dişin veya diş grubunun hareketini engelleme yeteneğidir. Ankraj kontrolü, arzu edilen tedavi etkilerini sağlayacak uygun kuvvet sistemlerini oluşturma durumudur ve ortodontik tedavinin en kritik unsurlarından biridir (Kuhlberg ve Priebe, 2001).

Ankraj kontrolü probleminin kökeni Newton'un ‘her etki için eşit ve zıt yönlü bir tepki vardır’ kanununa dayanmaktadır. Bu nedenle, ön dişleri geri çekmek için etki eden distal kuvvetlere, mezial yönde ankraj ünitelerinden destek alınan eşit kuvvetlerle karşı

konulmalıdır. Ortodontistler ankraj olarak kullanılan dişlerin hareketini engellemek için birçok yöntem uygulayarak ankrajı korumak amacıyla çeşitli strateji ve teknikler geliştirmişlerdir (Kuhlberg ve Priebe, 2001).

Ankraj kaybı ortodontik tedavi sırasında istenmeyen diş hareketlerine neden olabilmektedir. Overjeti azaltmak amacıyla anterior dişlerin retrakte edildiği durumlarda, posterior dişlerin meziale doğru hareket etmesi ankraj kaybı olarak nitelendirilmektedir. Posterior dişlerin meziale doğru olan hareketiyle ciddi düzeyde yer kaybedilirse overjet istenilen düzeyde elimine edilemez (Cobourne ve DiBiase, 2010, s.122).

Modern ortodontide ankraj kaybını önleyememek tedavi sırasında önemli sorunlara neden olabilmektedir. Bu nedenle ankraj kontrolü, dişlerin seviyelemesi aşamasından itibaren ele alınması gereken önemli bir konudur. Anterior dişlerin retraksiyonu öncesinde, ankraj bükümleri yoluyla ankrajı güçlendirmek uzun zamandır kullanılan bir tekniktir. Ankraj bükümlerinin yeterli olmadığı durumlarda ankraj olarak kullanılan dişlerin yardımcı ankraj yöntemleri ile aktif olarak güçlendirilmesi gerekmektedir. Bu ankraj takviyesi çeşitli yollarla sağlanabilmektedir (Nanda ve Tosun, 2010, s.83).

İstenilen diş hareketlerinin elde edilmesini sağlamak için tedavinin başlangıcında ankrajın dikkatli bir şekilde planlanması gerekmektedir. Ankraj gereksinimleri minimum, orta veya maksimum olarak ayrılmaktadır. Ankraj ünitesinin hiçbir hareketine izin verilmiyorsa gereklilik maksimum olarak tanımlanmaktadır (Cobourne ve DiBiase, 2010, s.117).

2.8.1. Ankraj Tipleri

2.8.1.1. Çekim Boşluğunun Kullanım Miktarına Göre Ankraj Tipleri

Maksimum Ankraj

Çekim boşluğunun büyük çoğunluğunun anterior dişlerin retrakte edilerek kullanıldığı ankraj tipi olarak tanımlanmaktadır.

Modarete Ankraj

Çekim boşluğunun yarısının anterior dişlerin retrakte edilmesiyle kalan yarısının ise posterior dişlerin mezializasyonu ile kapatıldığı ankraj tipi olarak tanımlanmaktadır.

Minimum Ankraj

Çekim boşluğunun büyük çoğunluğunun posterior dişlerin mezialize edilmesiyle kullanıldığı ankraj tipi olarak tanımlanmaktadır (Upadhyay ve ark., 2015, s. 110).

2.8.1.2. Ankraj Alınan Bölgeye Göre Ankraj Tipleri

Ağız İçi Ankraj Yöntemleri

Ankraj, ağız içinde çeşitli yöntemler kullanılarak artırılabilir. Kök yüzey alanının artırılması ankrajı güçlendirmektedir. Ankraj ünitesinde ne kadar çok diş mevcutsa birleşik kök yüzey alanı o kadar büyük olmakta ve ankraj dişlerinin hareket etme olasılığı da o kadar az olmaktadır. Damak kubbesi, takılıp çıkarılabilen akrilik yapılı ortodontik aparey aracılığıyla bir ankraj kaynağı olarak kullanılabilir. İntermaksiller elastikler kullanılarak ankraj desteklenebilir. Bu elastikler çekme yönüne göre Sınıf II veya Sınıf III elastikler olarak tanımlanmaktadır. Bu elastiklerin günlük olarak değiştirilmeleri gerekir ve bu nedenle hasta uyumu oldukça önemlidir.

Maksimum ankraj ihtiyacı çene kemiklerine yerleştirilen implantlar veya mini vidalarla da sağlanabilir. İmplantların osseointegrasyon için belirli bir süreye ihtiyaçları olmaktadır (Cobourne ve DiBiase, 2010, s.117-119). Mini vidalar ortodontik tedaviler için özel olarak tasarlanmış ve 1997 yılında Konami tarafından tanıtılmıştır

(Kanomi, 1997). Mini vidalar ağız içi ankraj için oldukça kullanışlı ve pratik aytılardır. Bu mini vidalar, implantlardan çok daha küçük boyutlarda olup, osseointegrasyon gerektirmediği için bekleme süreleri bulunmamaktadır. İnterradiküler alanlar dahil olmak üzere hem üst hem de alt çenede çeşitli pozisyonlarda ve farklı bölgelerde kemiğe yerleştirilebilmektedirler. Mini vidalara ankraj sağlamak için hemen kuvvet yüklemesi yapılabilmektedir (Cobourne ve DiBiase, 2010, s.117-119).

Ağız Dışı Ankraj Yöntemleri

Ağız dışı ankraj yöntemleri çeşitli headgearlar kullanılarak yapılmaktadır. Ortodontistler tarafından uzun yıllardır kullanılmaktadır. Bir kafa başlığına veya boyun askısına bağlanan elastikler veya yaylar tarafından sağlanan bir ağız dışı kuvvet, yüz arkı kullanılarak dişlere iletilmektedir. Yüz arkının ağız içi kısmı, çıkarılabilir apareylerdeki lehimli tüplere veya molar bantlar üzerindeki tüplere veya ark teli aracılığıyla doğrudan sabit apareylere tutturulabilmektedir. Headgear kullanımında karşılaşılan temel sorunlar; hasta uyumunun zor olması, apareyi takmanın hastaya rahatsızlık vermesi ve sosyal açıdan yıkıcı olmasıdır (Cobourne ve DiBiase, 2010, s.119).

2.8.2. İskeletsel Ankraj

Dişler dışındaki anatomik yapıların ankraj görevi görecekt şekilde kullanılabilmesiyle yan etkiler olmadan diş hareketi veya büyüme değişikliği sağlamanın mümkün olabileceği uzun zamandır tartışılmaktadır. 21. yüzyılın başlangıcına kadar headgearlar ve ön damak, dişler haricinde ankraj elde etmenin tek yolu olmuştur. Gelişen teknolojiyle beraber eksik dişlerin yerini alan başarılı kemik implantı tekniklerinin, ortodontik ankraj için de kullanılabileceği hızla anlaşılmıştır (Proffit 2019, s.267).

Ankrajı güçlendirmek için ağız içi ve ağız dışı geleneksel yöntemler hali hazırda kullanılmaktadır. Fakat bu geleneksel ankraj sistemlerinin hasta uyumu, alerji, iyatrojenik yaralanmalar ve uygunsuz reaksiyonlar diş hareketleri gibi birçok dezavantajı

bulunmaktadır. Birçok araştırma, kemiğe geçici olarak sabitlenen çeşitli geçici ankraj cihazları kullanarak ankrajı güçlendirmenin yeni yollarını aramaya odaklanmıştır (Prabhu ve Cousley, 2006).

Ortodontide geçici ankraj cihazları olarak adlandırılan mini vidaların ortaya çıkışıyla birlikte yeni bir çağ başlamıştır. Geçmişte yalnızca ortognatik cerrahi yoluyla tedavi edilebilen bazı malokluzyonlar, ortodontik tedavide mini vidaların ve mini plakların kullanılmasıyla cerrahi müdahaleye gerek kalmadan tedavi edilebilir hale gelmiştir. Klinisyenler bu yeni iskeletsel ankraj yöntemine hızla ilgi duyarak hastalarında uygulamaya başlamış ve iskeletsel ankrajın kullanımına yönelik kesin endikasyonlar şekillenmeye başlamıştır (Upadhyay ve Nanda, 2021, s.3). Geçici ankraj cihazların kullanımı ortodontik tedavide geleneksel ankraj cihazlarının kullanılmasını gerektirmeyen bir alternatif haline gelmiştir. Bu ankraj cihazları daha çok ön-arka (sagital) yöndeki sorunları düzeltmek için kullanılmaktadır. Tipik tedavi hedefleri arasında tek bir dişin, birden fazla dişin veya maksiller/mandibular total arkların mezializasyonu veya distalizasyonu yer almaktadır (Park ve Shin, 2020, s.3).

Ortodontik apareylerin uygulanmasıyla ilgili hasta uyumu sorunlarını neredeyse ortadan kaldıran ve toplam tedavi süresini kısaltan avantajları nedeniyle iskeletsel ankraj aygıtları çağdaş ortodonti uygulamalarına entegre olmuştur (Heymann ve Tulloch, 2006).

Günümüzde iskeletsel ankraj için kullanılan çeşitli alternatifler mevcuttur; bunların başlıcaları; diş eti boyunca alveolar kemiğe nüfuz eden mini vidalar, mini implantlar, genellikle maksillanın zigomatik destek bölgesinde yumuşak dokunun altına yerleştirilen çok sayıda vida tarafından tutulan kemik plakalarıdır. İskeletsel ankraj için mini vidaların uygulanması klinik ortodontinin rutin bir yönü haline gelmiştir ve birçok açıdan ekstraoral ankraj apareylerinin yerini almıştır (Proffit 2019, s.267).

Yaygın olarak kullanılan implantlar ve mini vidalar iki temel parçadan oluşmaktadırlar:

- İmplant/ Mini vida kafası: Abutment görevi görür. Elastikler ve helezon yaylar için bağlantı kaynağıdır.
- İmplant/ Mini vida gövdesi: Kemiğin içine gömülü olan kısımdır (Mute ve ark., 2013).

2.9. Mini Vidalar

Ankraj amacıyla ortodontik mini vidaların alveolar kemiğe yerleştirilmesi minimal invaziv bir girişim olarak kabul edilmektedir. Tipik mini vida yerleştirme işlemi, muayenehane ortamında bir ortodontist tarafından kolaylıkla gerçekleştirilebilmekte ve yalnızca birkaç dakika sürmektedir. Mini vidalar doğrudan veya dolaylı ankraj sağlayarak uzayın üç yönünde de diş hareketi elde etmek amacıyla kullanılmaktadır. Mini vidalar, hastanın çenesinde, yeterli kemiğin bulunduğu ve diş kökleri veya sinirler gibi anatomik yapıların yerleştirmeyi engellemeyeceği hemen hemen her yere yerleştirilebilmektedirler (Baumgaertel, 2014).

Kemik yoğunluğunun ve kortikal kemik kalınlığının uygun düzeyde olması mini vidaların birincil stabilitesini artırırken, aşırı kalın veya yoğun kortikal kemiğin uzun vadeli mini vida stabilitesine zarar verdiği görülmektedir. Uzun vadeli stabiliteyle ilişkili kabul edilebilir kortikal kalınlıklar ve kemik yoğunluklarının ideal bir aralığı vardır. Mini vidalar yerleştirilirken rehber oluklar yerleştirme torkunu azaltırken, uzun vadeli mini vida stabilitesi açısından sorun teşkil ederler ve bu nedenle yalnızca daha kalın ve daha yoğun kemiklerde rehber oluklar açılmalıdır (Buschang ve Kim, 2014, s.22).

İnterradiküler alanlar mini vida yerleştirilmesi için uygun bölgelerdir. Mini vidaların diş kökleri arasındaki (interradiküler) alveolar kemiğine yerleştirilmesi kritik bir işlemdir. Mini vida yerleştirilmesi sırasında ve ortodontik kuvvet yükleme sonrasında

vida stabilitesi ve hasta güvenliği açısından çeşitli komplikasyonlar ortaya çıkabilmektedir. Optimum hasta güvenliği ve mini vida başarısı için uygun yerleştirme teknikleri kullanılmalıdır. Mini vida yapılacak olan kemik dokusunun yoğunluğuna, yumuşak dokulara ve bölgesel anatomik yapılara dikkat edilmelidir (Kravitz ve Kusnoto, 2007). Asscherickx ve ark.'nın (2005) yaptığı çalışmada interradiküler alanlarda mini vida yerleştirilmeden önce apikal radyografi gibi önleyici tedbirler alınmış olmasına rağmen, kök hasarı meydana gelebileceği belirtilmiştir. Mini vidaların yerleştirilmesi sırasında periodontal ligament zarar görebilmektedir. Kortikal kemiğin yetersiz kalınlığı nedeniyle başlangıçta stabilite eksikliği meydana gelebilmektedir. Bu durumda, mini vida uygulaması için farklı uygun bir yer belirlenmelidir. Mini vidalar yerleştirildikten sonra da çeşitli komplikasyonla meydana gelebilmektedir. Mini vidalar stabilitelerini zamanla kaybedebilmektedirler. Bu durumda stabilitenin yeniden kazanılması beklenmemeli ve mini vidanın çıkartılıp yeri değiştirilerek tekrar uygulanması gerekmektedir. Stabilitenin azalmasına lokal inflamasyon veya lokal kemik remodellingi neden olabilmektedir. Mini vida çevresinde kusursuz ağız hijyeninin sağlanması hastaya mutlaka vurgulanmalıdır. Mini vidaya komşu mukozada hipertrofi meydana gelebilmektedir. Mukozal hipertrofi öncelikle hastanın direncine ve ağız hijyenine bağlıdır. Mini vidanın yapışık diş etine yerleştirilmesi durumunda mukozal tahriş en aza indirilebilmektedir (Melsen ve Verna, 2005).

Maksillada infrazigomatik alanlar mini vida yerleşimi için anatomik olarak uygun alanlardır. Bu alanlar klinik olarak maksillanın alveoler ve zigomatik çıkıntıları arasındaki kurvatür boyunca uzanan bir kemik çıkıntısı olarak palpe edilebilmektedir. Çocuklarda infrazigomatik kret maksiller ikinci premolar ve birinci molar dişlerin bukkalindedir. Çocukluktan adolesan dönemine geçişte kemik remodellingi nedeniyle, infrazigomatik alan posteriora doğru kaymakta ve böylece yetişkinlerde birinci azı

dişlerinin distobukkal bölgesine konumlanmaktadır. İnfracigomatik mini vidalar, birçok karmaşık maloklüzyonun çözümünde etkili bir iskeletsel ankraj uygulamasıdır. İnfracigomatik mini vida uygulamaları ile Sınıf II maloklüzyonlar, tüm maksiller arkın retraksiyonu, aşırı diş eti görünümü gibi çeşitli ortodontik problemler çözülebilmektedir. (Chang ve ark., 2023, s.567).

İnfracigomatik mini vidalar retraksiyon işlemlerinde interradyiküler mini vidaların oluşturdukları olumsuzlukların üstesinden gelmeleri nedeniyle klinik ortodonti pratiğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. İnfracigomatik mini vidalar bir ekstra alveolar yaklaşım olmasından dolayı interradyiküler mini vidalara kıyasla birçok önemli avantajlara sahiptir:

- Diş köklerine hasar verme riski daha düşüktür.
- Yerleştirme alanında kemik kalınlığının interradyiküler alanlara oranla daha fazla olması, daha büyük çaplarda (2mm) mini vida uygulamasına olanak tanımaktadır.
- Kırılma riski daha azdır.
- Diş hareketine engel olmaz.
- Protrüzyonu azalmak için yeterli ankrajı sağlamaktadır (Lin ve Roberts, 2014).

2.10. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (Finite Elements Method- FEM), karmaşık geometrik nesnelerin şeklinin ve bunların fiziksel özelliklerinin bilgisayar ortamında incelendiği matematiksel bir analiz yöntemidir. FEM, heterojen malzeme özellikleri içeren düzensiz geometriye sahip katıların özelliklerinin incelenebilmesi avantajına sahiptir ve sayısal stres analizi için modern bir araçtır (Konda ve Tarannum, 2012).

FEM ile doğada problemlere neden olan denklemlerin sayısal çözümü yapılabilmektedir. Genellikle doğanın davranışı diferansiyel veya integral formda ifade

edilen denklemlerle tanımlanabilmektedir. Bu nedenle FEM, matematikteki kısmi diferansiyel veya integral denklemlerini çözmeye yönelik sayısal bir teknik olarak anlaşılmaktadır (Oñate, 2009).

Sayısal bir yöntem olan FEM, foto-elastisite gibi yöntemlere göre önemli avantajlar sunmaktadır. FEM, karmaşık geometrileri analiz etmek için kullanılmakta ve üç boyutlu yapılarda kuvvet altında oluşan stresleri belirlemektedir. Yöntemin temelinde gerçek yapıların küçük yapılara bölünerek modellenmesi ve oluşan yapıların elemanlar olarak ifade edilmesi yatmaktadır (Kohn, 2002, s. 111). Gerçek yapıyı belirli bir ayrıntı derecesine kadar taklit eden böyle bir modelde, yapısal özellikler (yükleme, geometri, malzeme özellikleri, sınır koşulları) matematiksel olarak tanımlanmaktadır (Huiskes ve Chao, 1983).

Genel olarak FEM, kullanıcıların fiziksel bir sistemin davranışını temsil eden bir veya daha fazla değişkenin uzay ve/veya zamandaki gelişimini elde etmesine olanak tanımaktadır. Yapıların analizi söz konusu olduğunda FEM, bir dizi yük altındaki bir yapıda yer değiştirmeleri, gerilmeleri ve gerinimleri hesaplamak için kullanılan güçlü bir yöntemdir. Sonlu elemanlar yönteminde dijital bilgisayarın ortaya çıkması ve hızla büyümesiyle birlikte gelişimi ve başarı alanı zamanla artmıştır. Matematiksel bir analiz yöntemi olan sonlu elemanlar yöntemini ilk olarak geometriciler, Pi sayısının yaklaşık değerini belirlemek için kullanmışlardır. Bu sayede son derece doğru tahminler elde etmişlerdir. Sonlu elemanlar analizi yönteminin modern anlamda kullanımı yapı mühendisliği alanında başlamıştır. Bu yöntem ilk olarak, 1940'lı yıllarda uçak mühendisliğinde yapısal tasarım alanında kullanılmıştır (Davies, 2011). Yazılım teknolojilerinin gelişmesi ve hesaplama kapasitesinin artmasıyla FEM'in ortodonti ve birçok araştırma alanında kullanımı büyük ölçüde artmıştır (Romanyk ve ark., 2020).

Sonlu elemanlar yöntemi diş hekimliğinin çeşitli alanlarında kullanılmaktadır:

- Dental materyaller,
- Restoratif diş tedavileri,
- Oral ve maksillofasiyal yapıların mekaniği ve cerrahisi,
- Endodontik tedaviler
- Ortodontik diş hareketi, ortodontik apareyler (Mackerle, 2004).

Sonlu elemanlar analizi ortodontide ilk olarak 1971 yılında Davidian'nın maksiller santral kesici dişin kökündeki kuvvet dağılımını incelemek için bilgisayar modelini kullanmasıyla başlamıştır. Bu çalışmada, dişe bir kuvvet uygulandığında kökteki rotasyon ve direnç merkezini hesaplamak için diş kökünün bir bilgisayar modeli tasarlanmıştır. Bu çalışmanın sonucunda bir dişin krununa gelen kuvvetlerin periodonsiyumda meydana getirebileceği değişimleri analiz etmek için bilgisayar modelinin kullanılmasının, neredeyse imkansız bir problemin çözümünü oldukça pratik hale getirdiğini ve bu tekniğin diş hekimliğinde bir bütün olarak birçok uygulaması olması gerektiği belirtilmiştir (Davidian, 1971).

Dişler, periodontal ligament aracılığıyla alveolar kemiğe bağlanmaktadır. Uygulanan ortodontik kuvvet periodontal ligamentte stres ve gerinim dağılımı oluşturarak baskı tarafında kemik rezorpsiyonuna, gerilim tarafında ise kemik apozisyonuna neden olmaktadır. FEM analizinde, bu durum diş hareketini simüle etmek için kullanılabilir. Bu simülasyon sonuçları daha sonra tedavi planlamasında dikkate alınabilmektedir (Mackerle, 2004).

Sonlu elemanlar analizi, ortodontistlere dentoalveoler kompleks içinde meydana gelen fizyolojik reaksiyonların anlaşılmasını sağlayabilecek niceliksel veriler sağlamaktadır (Konda ve Tarannum, 2012).

Sonlu elemanlar modelinde gerilmeleri ve yer deşiştirmeleri hesaplamak için birtakım bilgilerin bilinmesi gerekmektedir:

- Elemanların toplam sayısı
- Elemanları tanımlamak için bir numaralandırma sistemi
- Her bir elemanla ilişkili malzemeler için “Elastisite Modülü” ve “Poisson Oranı”
- Her düğüm noktasının koordinatları
- Sınır koşullarının belirlenmesi
- Uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesi (Kohn, 2002, s. 111).

2.10.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Kavramlar

2.10.1.1. Kuvvet

Kuvvet, iki cisim arasında birinin diğerini itmesi veya çekmesi, harekete neden olması veya harekete neden olma eğiliminde olması gibi bir eylem olarak tanımlanmaktadır. Başka bir ifadeyle kuvvet genellikle bir nesnenin hareketini değiştiren veya durduran herhangi bir nedendir (Mah ve ark., 1997 s.154). Kuvvetin şiddet, doğrultu ve yön gibi vektörel özellikleri bulunmaktadır. Uluslararası Birim Sistemi'nde (SI) kuvvet birimi Newton'dur (N) (Sakaguchi ve Powers, 2012. s.34).

2.10.1.2. Stres (Gerilim)

Newton'un üçüncü hareket yasasına göre, dış bir kuvvet bir katıya etki ettiğinde, bu kuvvete karşı, dış kuvvete eşit büyüklükte ancak zıt yönde bir tepki meydana gelmektedir (Anusavice ve ark., 2013, s.50).

Bir cisme bir kuvvet etki ettiğinde, bu kuvvet uygulamasına karşı bir direnç gelişir. Uygulanan bu dış kuvvete eşit yoğunlukta ve zıt yönde gelişen bu direnç ‘stres’ olarak adlandırılmaktadır. Hem uygulanan kuvvet hem de iç direnç (stres), cismin belirli bir alanına dağıtılır. Başka bir ifadeyle stres, bir malzemenin belirli bir düzlemindeki

milyonlarca atom veya molekülün birim alanı başına etki eden kuvvettir. Yüzeye yakın yerlerde oluşan gerilim, kuvvet uygulama noktasından uzaklaştıkça azalmaktadır (Anusavice ve ark., 2013, s.50).

Stres formülü şöyle ifade edilmektedir:

$$\text{Stres } (\sigma \text{ veya } S) = \text{Kuvvet } (F) / \text{Alan } (m^2)$$

Birimi Pascal (Pa) veya incelenen cismin büyüklüğüne göre MegaPascal(MPa)'dır. (1MPa =10⁶Pa) (Kohn, 2002, s. 69).

Bir kuvvet etkisi altında dış yapılarında üretilen temel stres türleri basma, çekme ve makaslamadır. Bu gerilmelerin değeri malzemenin mukavemetini aşarsa yapı çöker. Bu nedenle malzemelerin mukavemet değerlerinin bilinmesi oldukça önemlidir (O'Brien, 2002, s.12).

Basma Gerilmesi (Compressive Stress)

Cismin moleküllerinin sıkışmasına neden olan aynı doğrultuda zıt yönlü iki kuvvetin etki etmesiyle oluşan gerilim türüdür (Kohn, 2002, s. 70). (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Basma gerilmesi

Çekme Gerilmesi (Tensile Stress)

Cismin moleküllerinin birbirinden uzaklaşmasına neden olan aynı doğrultudaki iki kuvvetin etki etmesiyle oluşan gerilim türüdür (Kohn, 2002, s. 70) (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Çekme gerilmesi

Makaslama Gerilmesi (Shear Stress)

Birbirine paralel olarak yönlendirilmiş iki kuvvet kümesinin bir cisme etki etmesiyle oluşan gerilim türüdür (Şekil 2.3). Kayma gerilimi olarak da adlandırılmaktadır (Kohn, 2002, s. 70). Çekme ve basma gerilmeleri temel gerilmeler iken kayma gerilmesi ise çekme ve basma gerilmelerinin bir kombinasyonunu temsil etmektedir (Anusavice ve ark., 2013, s.51).



Şekil 2.3. Makaslama gerilmesi

2.10.1.3. Strain (Gerinim)

Bir malzeme çekme gerilimine maruz kaldığında geçici olarak uzar. Uzunluktaki bu geçici artışa strain (gerinim) adı verilmektedir (O'Brien, 2002, s.12). Mühendislikte uygulanan stres nedeniyle bir nesnenin fiziksel deformasyonunu tanımlamak için kullanılmaktadır. Strain bir nesnenin boyutlarındaki değişimin, nesnenin orijinal boyutuna bölünmesiyle bulunmaktadır (Mah ve ark., 1997, s.157).

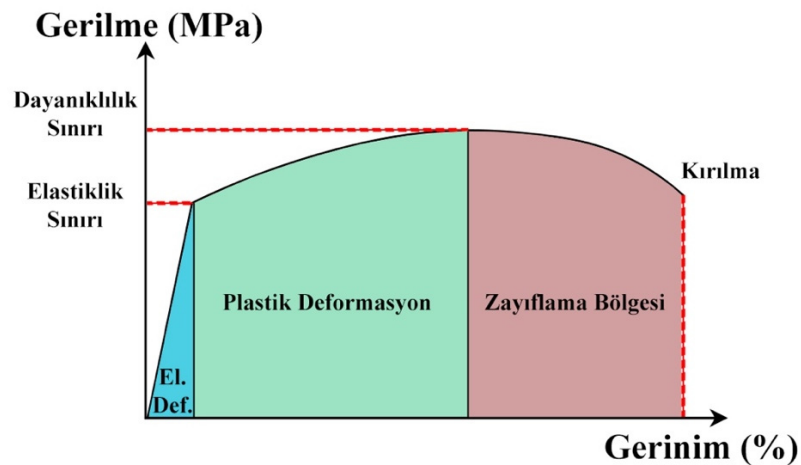
Gerilimin herhangi bir ölçü birimi yoktur ancak aşağıdaki denklemden elde edilen saf bir sayı olarak temsil edilmektedir:

Gerilim(ϵ) = Cismin deformasyon miktarı (ΔL)/ Orijinal uzunluk (L) (Kohn, 2002, s. 70).

2.10.1.4. Gerilim-Gerinim (Stres-Strain) Eğrisi

Gerilim-gerinim eğrisinin şekli, malzemelerin genel özelliklerine göre sınıflandırılmasına olanak tanımaktadır. Gerilim-gerinim eğrileri (Şekil 2.4), rijidite, mukavemet ve süneklik gibi çeşitli fiziksel özellik kombinasyonlarına sahip malzemeleri temsil etmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012. s.43).

Gerilim-gerinim diyagramı, bir malzemeye uygulanan yükü veya kuvveti o malzemenin distorsiyonuyla ilişkilendirmektedir. Eğrinin iki alanı tanımlanabilir: Elastik bölge ve plastik bölge. Elastik bölge eğrinin doğrusal kısmıdır. Malzemenin bu bölgedeki deformasyonu geçici olup, kuvvetin ortadan kalkmasıyla malzeme orijinal şekline geri dönmektedir. Malzemedeki bozulmanın elastik sınırı aşması, malzemenin kalıcı deformasyonuna neden olmakta ve bu durum malzemenin şeklinin değişmesiyle sonuçlanmaktadır (Kuhlberg ve Nanda, 2005, s.10).



Şekil 2.4. Gerilme- Gerinim eğrisi

2.10.1.5. Von Mises Stres

Von Mises stres cisimlerde oluşan genel stres yoğunluğunu ifade etmekte ve stresin dağılımı genel yük aktarımı hakkında bir izlenim vermektedir (Cattaneo ve ark., 2003). Von Mises stres aynı zamanda akma noktasındaki stresi ifade eder. Akma noktası, plastik deformasyonun başlayacağı noktadır. Von Mises stres ayrıca maksimum gerinim enerjisi kriteri olarak da bilinmektedir (Karmankar, 2017). Kuvvet uygulanan cisimdeki stresin yoğunlaşma bölgeleri hakkında bilgi almak için kullanılmaktadır. Mühendislikte başarısızlık analizi için yaygın olarak kullanılan bir gerilim ölçümüdür (Shaw ve ark., 2004).

2.10.1.6. Young's Modülü (Elastiklik Modülü)

Bir malzemenin elastikiyetinin ölçüsü, elastisite modülü veya Young modülü olarak adlandırılan ve E değişkeni ile gösterilen bir terim ile tanımlanmaktadır. Modül kelimesi oran anlamına gelmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012. s.40).

Stres - strain eğrisinin doğrusal (elastik) kısmının eğimi, 'Elastiklik Modülü' (E) olarak adlandırılmaktadır. Elastiklik modülünün değeri incelenen malzemenin sertliğini göstermektedir (Bidez ve Misch, 2015, s.98). Bir cismin nihai gücü, stres - strain eğrisinin maksimum ordinatının değeridir (Nikolai, 1985). Elastiklik modülü, kalıcı deformasyon olmaksızın bir cisme uygulanabilecek en büyük gerilimdir. Bir elemanın kalıcı deformasyona dayanma yeteneğini belirleyen mekanik bir özelliktir. Akma noktası, akma mukavemeti ve orantı sınırı gibi stres-strain eğrisinin doğrusal kısmını tanımlayan başka terimler de vardır. Bu noktalar tanım gereği farklılık gösterse elastiklik modülüne yakın terimlerdir (Larson ve Proffit, 2019, s.276).

Elastiklik sınırı aşıldığında cisimde kalıcı deformasyon meydana gelmektedir (Nanda ve Tosun, 2010, s.19).

Elastiklik modülü aşağıdaki denklem ile hesaplanmaktadır:

$$\text{Elastik modül (E)} = \text{Gerilme (S)} / \text{Gerinim } (\epsilon)$$

Bu denklem aynı zamanda “Hooke Yasası” olarak da bilinmekte ve genellikle birim olarak MPa veya GPa (1 GPa = 1000 MPa) kullanılmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012. s.40).

2.10.1.7. Poisson Oranı

Çekme ve basma kuvvetleri uygulanan bir cisimdeki elastik limitler içinde oluşan enindeki boyut değişiminin boyundaki boyut değişime oranı olarak ifade edilmektedir (Zweben, 2006, s.398). Poisson oranı, bir yapının uygulanan kuvvetin yönüne dik yönde deformasyona direnme yeteneğinin bir ölçüsüdür (Tanaka ve Van Eijden, 2003).

2.10.2.8. Eleman ve Düğüm

Kesin çözümlerini elde edemediğimiz pek çok mühendislik problemi vardır. Kesin bir çözüm elde edilememesi ya diferansiyel denklemlerin karmaşık doğasına ya da sınır ve başlangıç koşullarıyla uğraşmaktan kaynaklanan zorluklara bağlanabilmektedir. Herhangi bir sayısal prosedürün ilk adımı küçük parçalara ayırtırmadır. Bu süreç, incelenecek cismin ‘eleman’ adı verilen basit şekillere ayrılmasıyla oluşmaktadır. Elemanların birbirine bağlanma noktasına ise ‘düğüm’ adı verilmektedir (Moaveni, 2015, s.25).

Elemanlar düz çizgi halinde, iki boyutlu veya üç boyutlu olabilmektedir. Elemanlar üst üste binmez yalnızca düğüm adı verilen anahtar noktalarla birbirine bağlanmaktadır. Elemanların düğümlerle birleştirilmesi ve tekrarlanan düğümlerin ortadan kaldırılması işlemine 'Meshing' adı verilmektedir. Böylelikle düğümlerle bağlanan tüm elemanların oluşturduğu ağ, incelenen nesneyi temsil etmektedir. Tüm elemanların deformasyonunun toplamı, tüm yapının deformasyonudur. Böylece

geometrik olarak düzensiz bir şeklin bile gerilim-gerinim davranışı hesaplanabilmektedir (Huebner ve ark., 2001).

2.10.2.9. Sınır Koşulları

Sınır koşulları, yükleme koşullarını (nesneye etki eden kuvvetler) ve kinematik kısıtlamaları (nesnenin sabit olduğu konumlar) temsil etmektedir (Mow ve Huiskes, 2005, s.327).



3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışmasının amacı infrazigomatik mini vida ankrajı alınarak yapılan üst çenedeki 4 kesici dişin retraksiyonu ve en masse retraksiyonunun anterior diş hareketi ve biyomekanik etkilerini, interradiküler mini vida ankrajı alınarak yapılan aynı keser retraksiyonunun ve en masse retraksiyonunun etkileri ile karşılaştırmaktır.

Bu amaç doğrultusunda oluşturulan 8 farklı senaryo ile infrazigomatik ve interradiküler mini vida ankrajlarının en masse retraksiyonu ve keser konsolidasyonu üzerinde meydana getirdiği biyomekanik etkiler üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Bu tez çalışması, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Etik Kurulu'nun 03.01.22 tarihli 08 karar numarasıyla onaylanmıştır. Bu tez çalışması Atatürk Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'nin TDK-2022-10331 proje numarası ile desteklenmiştir.

3.1. Bilgisayarlı Tomografi Verilerinden Üç Boyutlu Model Elde Edilmesi

İlk olarak aşağıda özellikleri belirtilen bir hastaya ait konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) görüntüleri elde edilmiştir:

- İskeletsel ölçümleriyle (SNA, SNB, ANB, FMA, SN-GoGn vb.) dengeli yüz gelişimini gösteren,
- Normal overjet ve overbite gelişimine sahip olan,
- Diş eksikliği olmayan,
- Normal kök gelişimine sahip olan,
- Periodontal olarak kemik kaybı olmayan,
- Çapraşıklığı olmayan,
- 17 yaşındaki erkek bir hasta (A.F.A.Y.).

Hastamıza ait tomografi görüntüleri DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında alınmıştır.

DICOM görüntüleri aşağıda özellikleri belirtilen cihazdan alınmıştır:

- Model: NewTomVGi ivo
- Yazılım: NNT Viewer
- CBCT dedektör: Amorf silikon flat panel
- Görüntüleme alanı: 15*12cm
- Hasta Pozisyonu: Ayakta
- Voksel boyut: 0.30
- Tahmini Efektif Doz: 15*12 FOV (194uSv)

CBCT görüntüleri, sagittal, koronal ve aksiyal düzlemlerde enine kesit görüntülerindeki piksellerden oluşmuştur. Dedektörler tarafından sağlanan X-ışınının bir girdap tarafından emilmesiyle CBCT cihazında gri-skala (grey value) adı verilen görüntüler elde edilmiştir. Elde edilen görüntüler MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control System) versiyon 21 programına aktarılmıştır (Şekil 3.1) (MIMICS, versiyon 21, Materialise, Leuven, Belgium).

Hounsfield ölçeği, tomografi taramalarında dokuların dansitesini ölçmek için kullanılmaktadır (Jiang ve ark., 2015). MIMICS programında, Hounsfield Unit (HU) seviyeleri; doku tipine göre farklı olarak belirlenmiştir. Yumuşak dokuları gizlemek için düşük bir eşik değeri seçilmiştir (damarlar, bağlar, kaslar vb.). Yoğun kemiklerin (diş, kortikal kemik vb.) gizlenmesi için ise yüksek bir eşik değeri belirlenmiştir. Bu tez çalışmasında kullanılan MIMICS programındaki HU değerleri gri skala değerine bağlı olarak 1024 ile 3072 arasında değişmektedir.

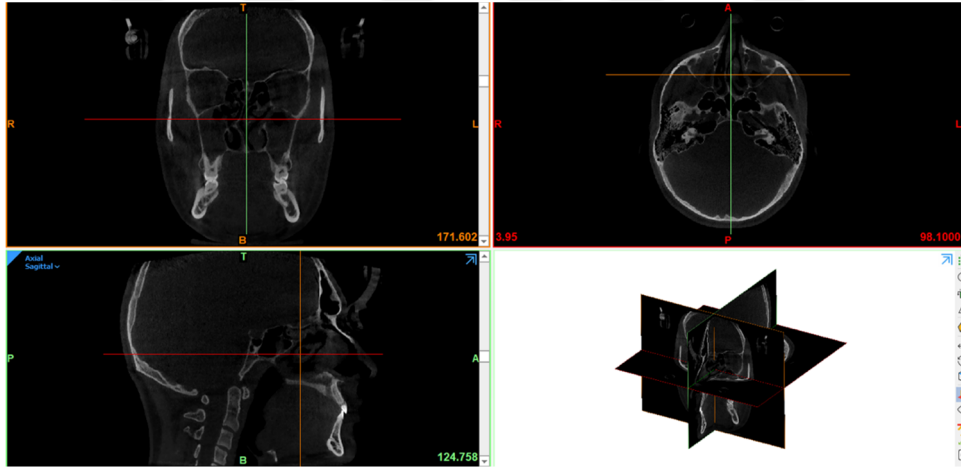
HU değerleri belirlenen fizyolojik bölgelerin işlenmesi için maskeler üretilmiş ve ayrıştırma işlemi yapılmıştır. Maske yapmak için 'Mask Thresholding' komutunu

kullanılmıştır. Bu işlemin ardından eşikleme olarak bilinen belirli bir HU değeri içinde bulunan piksellere renk atama işlemi yapılmıştır.

3.1.1. Maksilla ve Maksiller Dişlerin 3 Boyutlu Modellerinin Elde Edilmesi

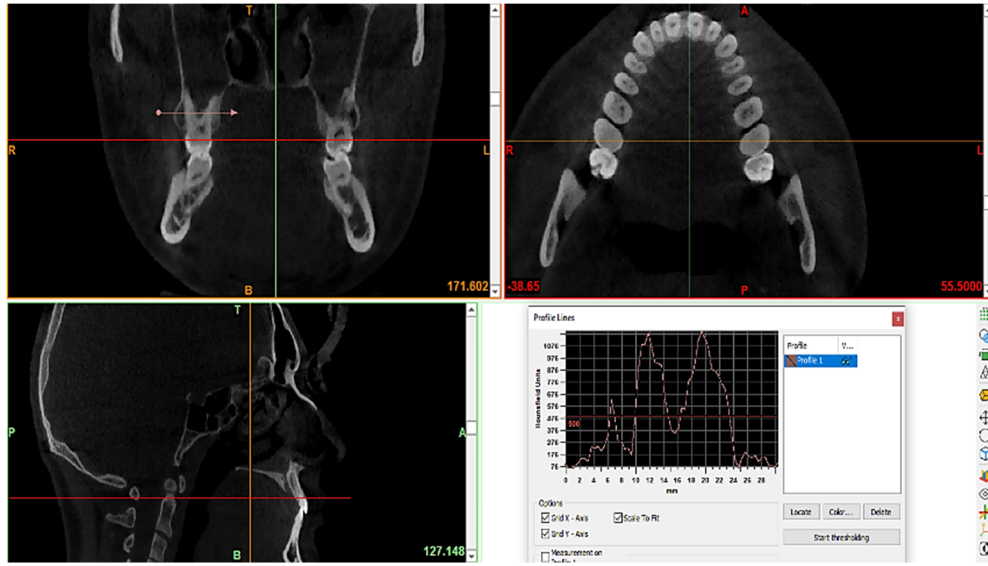
Yöntemimizin ilk aşaması olarak anatomik yapıların geometrik modelleri aşağıdaki yönergeler izlenerek oluşturulmuştur. Analiz sonuçlarının gerçeğe yakın olabilmesi için oluşturulan geometrik modeller gerçeğe oldukça yakın olarak modellenmiştir.

Çalışmamızda geometrik modelleri elde edilmek üzere bilgisayarlı tomografi görüntüleri, 0,478 mm piksel boyutunda ve 512×512 çözünürlükte alınmıştır. Tarama verisini içeren DICOM dosyası 0,3 mm kesit aralığı ve 628 kesitten oluşmuştur. DICOM formatındaki 2B (iki boyutlu) görüntüler “File> Import Images> Convert” adımları izlenerek MIMICS programına aktarılmıştır (Şekil 3.1).



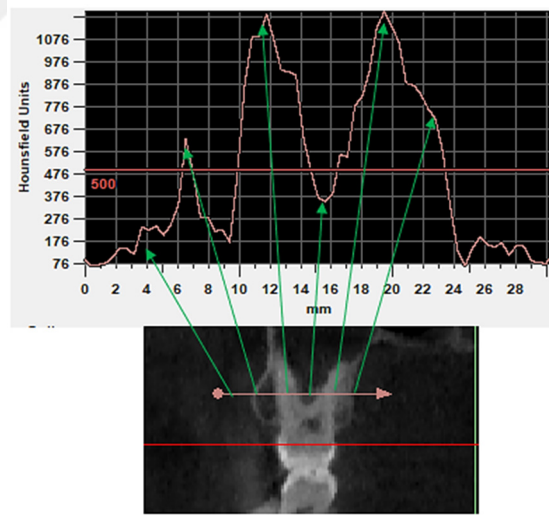
Şekil 3.1. MIMICS programına aktarılan DICOM verileri

Farklı yoğunluktaki dokuları ayırıştırma ve çalışma aralığının belirlenmesi için MIMICS programının “Draw Profil Line” komutu ile coronal, aksiyal ve sagittal düzlemler üzerinde bir profil çizgisi çizilmiştir (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. CBCT görüntülerinde çizilen profil çizgisi

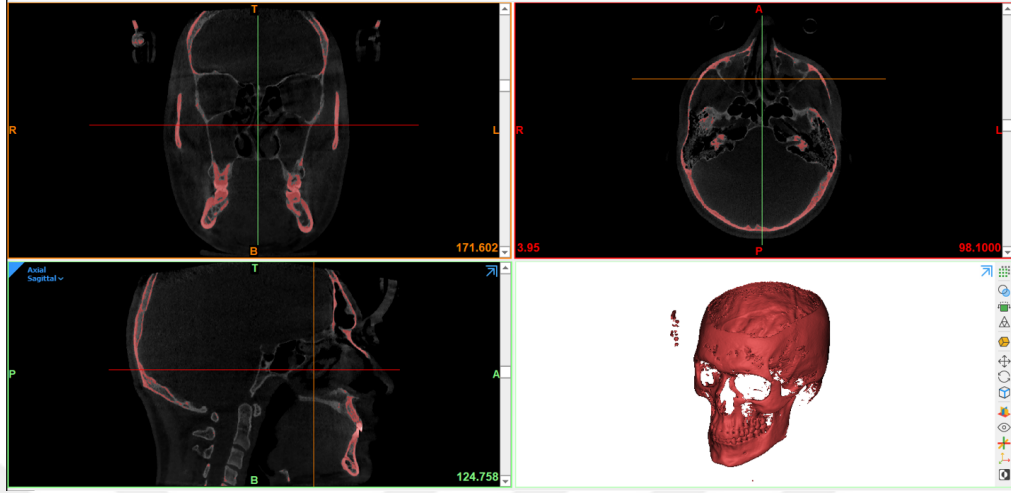
Hounsfield Unit ölçeğinin maksimum ve en düşük değerleri, çizilen profil çizgisine bağlı olarak elde edilen değerlere göre belirlenmiştir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Çizilen profil çizgisinin Hounsfield Unit (HU) grafiği üzerindeki karşılıkları

Ardından MIMICS programında “Eşikleme (Thresholding)” komutu ile çalışma aralığı maksilla için minimum 500 ve maksimum 3593, dişler için minimum 890 ve maksimum 3200 olacak şekilde limit değerleri belirlenmiştir. Belirlenen değer

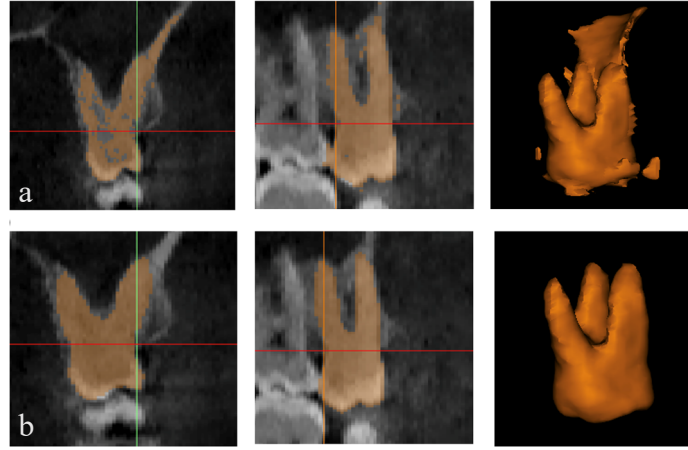
aralıklarında maskelenmiş CBCT görüntüleri oluşturulmuştur (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Maskelenmiş, aksiyal, koronal ve sagittal düzlemlerdeki CBCT görüntüleri

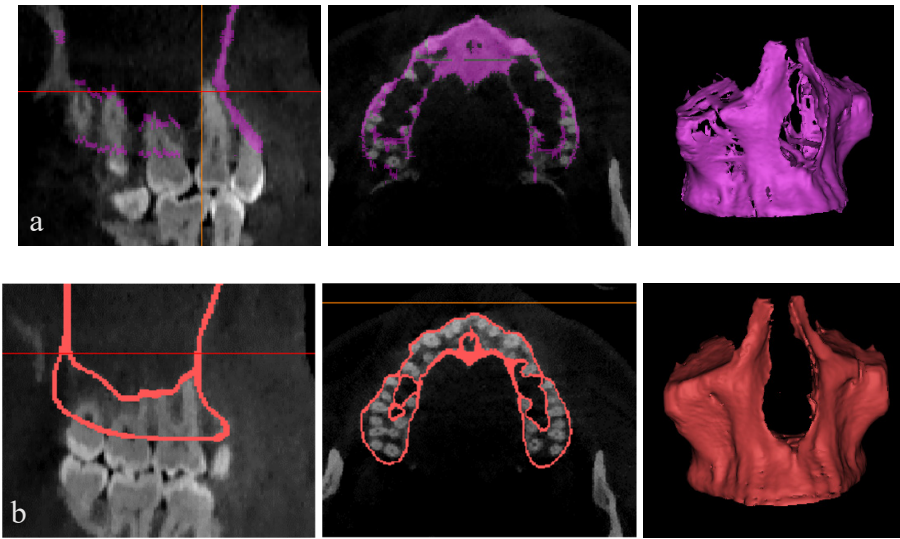
Çalışmamızda, CBCT görüntülerinden elde edilen verilerle maksiller kemik MIMICS programı kullanılarak kortikal ve trabeküler olmak üzere iki katmanlı olarak modellenmiştir.

Modellenen kortikal kemik, trabeküler kemik ve diş maskelerindeki boşlukları doldurmak ve kemik dışındaki maskeleri ortadan kaldırmak için "Segment > Maskeleri Düzenle" komutu kullanılmıştır. Ortaya çıkan pencerede boşluk doldurma aracının formu, genişliği ve yüksekliği (elips, 4*4) belirlenmiştir. Üç düzlem (sagittal, koronal ve aksiyal) regüle edilerek ve grilik değerlerine bağlı dişin sınırları dikkate alınarak segmentasyon işlemi ile boşluklar doldurulmuştur (Şekil 3.5).



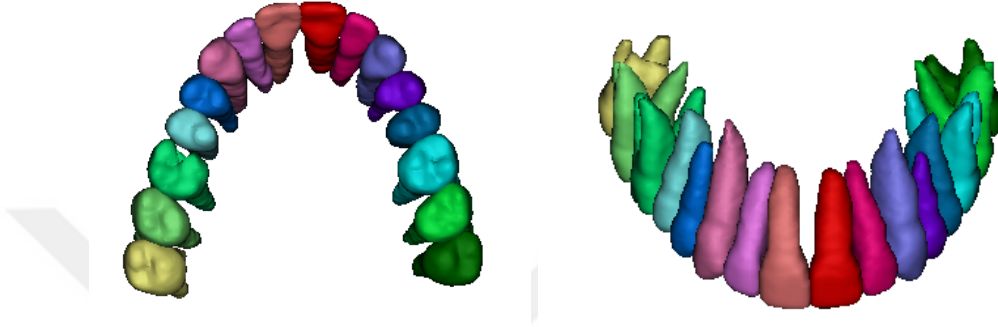
Şekil 3.5. a) Segmentasyon işlemi tamamlanmamış dişin koronal, sagittal ve üç boyutlu görünümü; b) Segmentasyon işlemi tamamlanmış dişin koronal, sagittal ve üç boyutlu görünümü

Kemiği modellemek için kullanılan eşikleme ayarına bağlı olarak, kemik dokusunun HU değerleri ile benzer değerlere ait farklı anatomik yapılar maskelenmiştir. Kemiğin dışındaki maske pikselleri ortadan kaldırılarak kortikal kemiği gösteren kapalı bir hacim elde edilmiştir. Benzer şekilde maksiller kemik için maske oluşturulmuş ve gerekli segmentasyon işlemi yapılmıştır (Şekil 3.6).

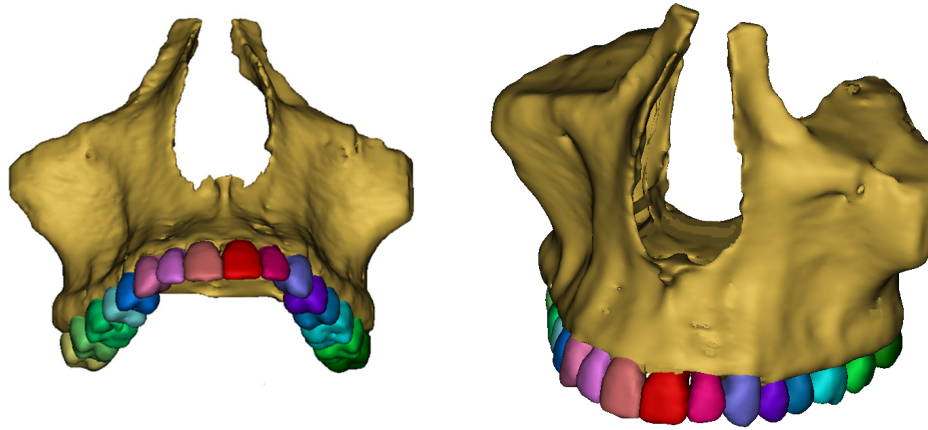


Şekil 3.6. a) Segmentasyon işlemi tamamlanmamış maksiller kemik; b) Segmentasyon işlemi tamamlanmış maksiller kemik

Segmentasyon işlemi tamamlanan maskelerin 3B modellerini oluşturmak için ilk olarak “Calculate 3D from mask” komutu seçilmiştir ve ardından açılan pencerede 3B model kalitesi Custom olarak seçilerek dişler (Şekil 3.7) ve maksillanın (Şekil 3.8) 3B modelleri elde edilmiştir.



Şekil 3.7. MIMICS programında modellenen dişlerin 3B modelleri



Şekil 3.8. Maksiller kemik ve dişlerin 3B modellerinin farklı açılardan görünüşü

Üst birinci 1. küçük azı dişleri retraksiyon işlemlerinde çekildikleri için modellememizde analiz aşamasında çıkarılmıştır.

3.1.2. Periodontal Ligamentin (PDL) Modellenmesi

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde güvenilir bir sayısal simülasyona ulaşmanın kilit noktası, periodonsiyumun en deforme olabilen bileşeni olan ve diş hareketliliğinden temel olarak sorumlu olan periodontal ligamentin doğru olarak modellenmesidir (Ovy ve ark., 2022; Natali ve ark., 2004).

Diş köklerinin yüzeyini kapsayan PDL'nin modellenmesi için MIMICS versiyon 21 programı kullanılmıştır. Bu yazılımda diş modeli “rescale” komutu kullanılarak 0.25 mm kalınlıkta genişletilmiştir. Sonrasında ilk olarak genişletilmiş diş modeli gerçek diş modelinden “boolean” komutu kullanılarak çıkarılmıştır. 0.25 mm kalınlığındaki kabuk kortikal kemik yüzeyi referans alınarak dişin kök kısmını kaplayacak şekilde kesme işlemi gerçekleştirilmiştir. Doğal anatomiye oluşturmak için tüm dişlerin köklerinin etrafında ortalama 0.25 mm kalınlığa sahip lineer elastik bir film olarak periodontal ligament modellenmiştir. PDL kalınlığı literatürdeki değerler referans alınarak belirlenmiştir (Cobo ve ark., 1996; Hedayati ve Shomali, 2016; Sung ve ark., 2010; Sung ve ark., 2003). Bir sonraki adımda alveolar kemik yapılandırılmış olup PDL ve dişler alveol kemiğine yerleştirilmiştir.

MIMICS programında modelleme işlemleri tamamlanan kortikal kemik (Şekil 3.9), trabeküler kemik (Şekil 3.10), dişler ve PDL'lerin (Şekil 3.11) 3B modelleri Stereolitografi (STL) formatında dışarı aktarılmıştır. Çalışma kapsamında belirlenen senaryoların modellerini oluşturmak için SolidWorks yazılımı kullanılmıştır. MIMICS programından aktarılan STL uzantılı modeller katı modellere dönüştürülmüştür.



Şekil 3.9. Kortikal kemik 3B modellemesinin izometrik görünüşü



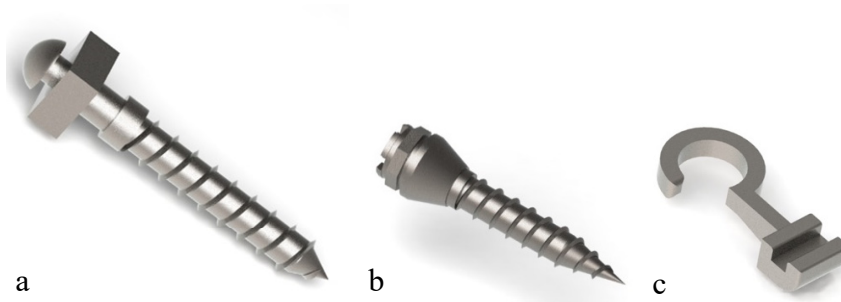
Şekil 3.10. Trabeküler kemiğin 3B modellemesinin izometrik görünüşü



Şekil 3.11. Diş ve PDL'lerin 3B modellerinin izometrik görünüşü

3.2. Güç Kolu ve Mini Vidaların Üç Boyutlu Modellemesi

Çalışmamızda interradiküler mini vida 1.6 mm ve çap 8 mm uzunluğunda, infrazigomatik mini vida ise 2 mm çap ve 12 mm uzunluğunda olacak şekilde seçilmiştir. Power arm yüksekliği 3 mm ve 6 mm olacak şekilde seçilmiştir. Mini vidalar ve power arm dijital kumpas ile her yüzeyden ölçülmüş ve ölçümler bilgisayar ortamına aktarılarak SolidWorks yazılımında üç boyutlu modelleri elde edilmiştir (Şekil 3.12). Mini vidalar yivleri ile birlikte modellenmiştir.

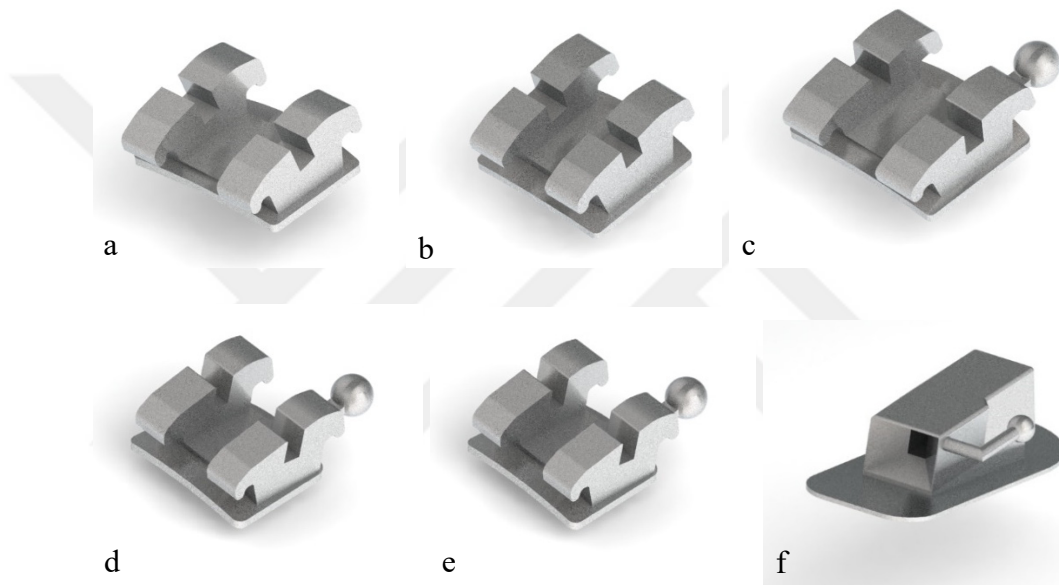


Şekil 3.12. a) İnfrazigomatik mini vida, b) İnterradiküler mini vida, c) Güç kolu (Power Arm) üç boyutlu modelleri

Üç boyutlu modellemesi elde edilen güç kolu, kanin ve lateral dişleri arasındaki ark teline montaj edilmiştir.

3.3. Braketlerin Modellenmesi

0.018x0.025 inch slot ölçülerine sahip 3M Unitek Gemini Roth braketleri (Unitek/3M, California, ABD) modellemek için SolidWorks yazılımı kullanılmıştır. Digital kumpas yardımı ile braketler her yüzeyden ayrıntılı bir şekilde ölçeklendirilmiştir. Ölçeklendirilen braketlerin SolidWorks yazılımında 3B modelleri oluşturulmuştur (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. a) Santral b) Lateral c) Kanin d) 1. Premolar e) 2. Premolar f) 1. Molar dişlerine ait braket ve tüplerin 3B modelleri

3.4. Braketlerin Dişler Üzerine Yerleştirilmesi

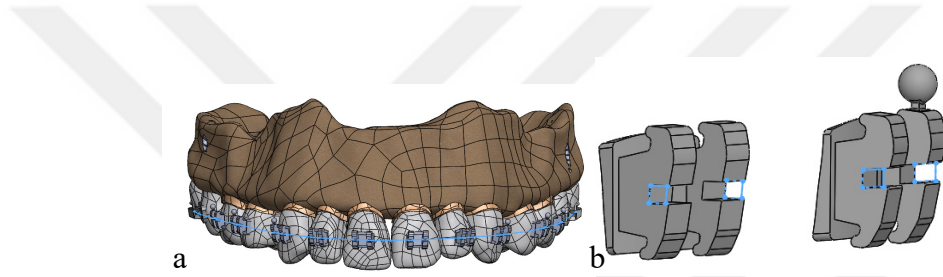
Braketler, braket kanadı dişlerin uzun eksenlerine paralel olacak şekilde, klinik kuronların tam ortasına yerleştirilmiştir. Braketleri diş yüzeyine sabitleyen kompozit çok ince bir film tabakası halinde olduğu için modellemede göz ardı edilmiştir.

Dişler ile braketlerin yüzey yüzeye montajını gerçekleştirmek için braketler ideal konumlarına yerleştirildikten sonra “ekle-çıkar” komutu ile diş modellerinden çıkarılmıştır. Böylelikle braketlerin diş yüzeyine montajı tamamlanmıştır.

3.5. Ark Telinin Modellenmesi

Braketlerin montajının tamamlanmasının ardından 0.017x 0.022 inch ölçülerinde ark telini modellemek için braket slotlarının tam ortasından geçecek şekilde bir hat çizilmiştir. Ayrıca her bir braket slotunun giriş ve çıkışına 0.017x0.022 inch boyutunda profiller çizilmiştir. "Loft" komutu kullanılarak çizilen hat ve profiller yardımıyla ark teli modellenmiştir. Ark teline paslanmaz çelik materyal özellikleri atanmıştır.

Ark teli braket slotunun tam ortasından geçecek şekilde konumlandırılmıştır (şekil 3.14).



Şekil 3.14. a) Ark telinin doğrultusunu temsil eden ve slot boşluklarının ortasından geçen çizgi, b) Braket slotlarının giriş ve çıkışından geçen ark telinin profil çizimi

3.6. Mini Vida Konumlarının Belirlenmesi ve Maksiller Kemiğe Yerleştirilmesi

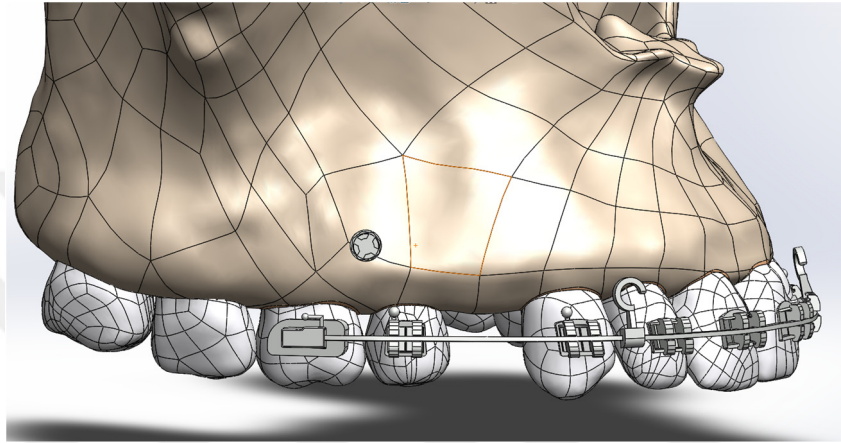
Çalışmamızda hem infrazigomatik hem de interradiküler mini vidaların kortikal kemik üzerindeki konumunu belirlemek için literatür taraması yapılmıştır.

3.6.1. İnterradiküler Mini Vida Konumu

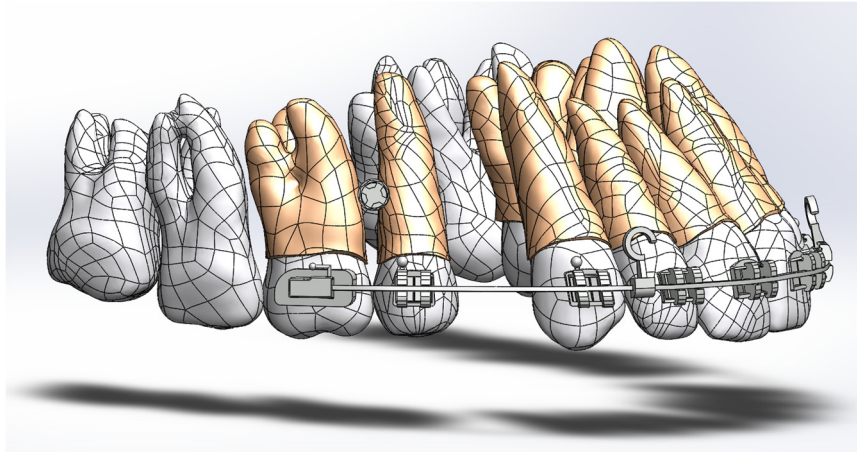
İnterradiküler mini vidalar hazırlanan maksilla modeline yerleştirilmesinde hastaya zarar vermeme ve klinik başarıya ulaşma hedefleri gözetilerek anatomik olarak en uygun ve güvenli bölgelere yerleştirilmiştir. Mini vida yerleştirilen bölgedeki kemiğin yeterli yoğunluğa ve kortikal kemik kalınlığına sahip olmasına dikkat edilmiştir. Maksillada en uygun vestibüler interradiküler bölgeler alveol kretinden 6 mm uzaklıkta

yer alan birinci moların mezial ve distalindeki kemik alanları ile köpek dişi ve lateral diş arasındaki bölgelerdir (Bittencourt ve ark., 2011; Tepedino ve ark., 2020).

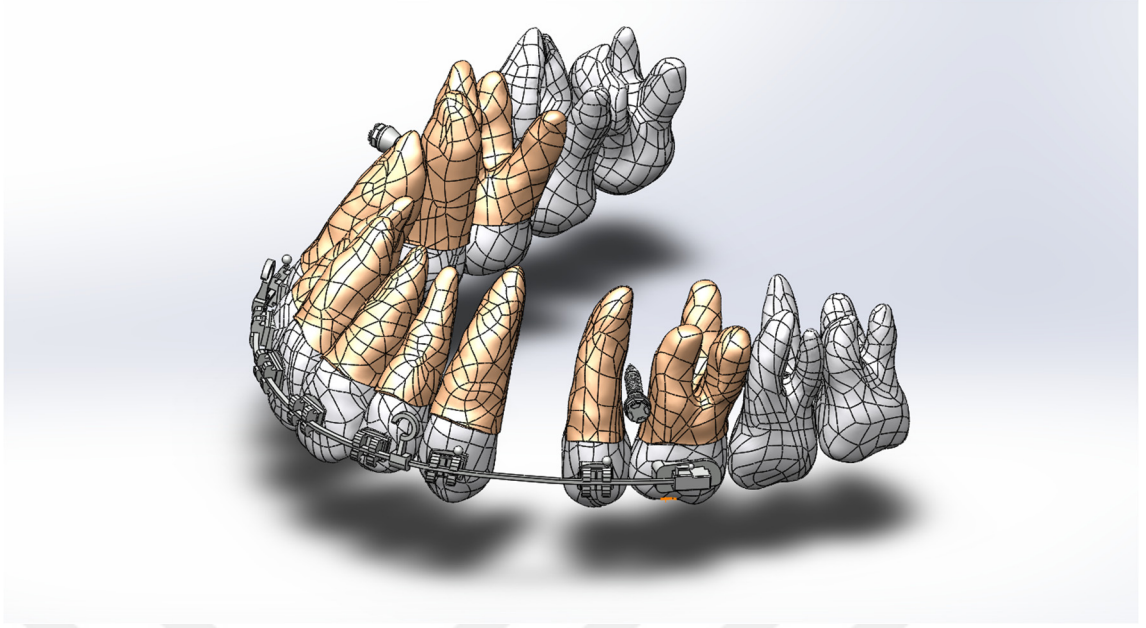
Çalışmamızda interradyiküler mini vida literatüre uygun olarak (Bittencourt ve ark., 2011; Tepedino ve ark., 2020) ikinci küçük azı ile birinci büyük azı arasında kortikal kemiğe dik olacak şekilde alveol kretinden 6 mm uzağa yerleştirilmiştir (Şekil 3.15-3.18).



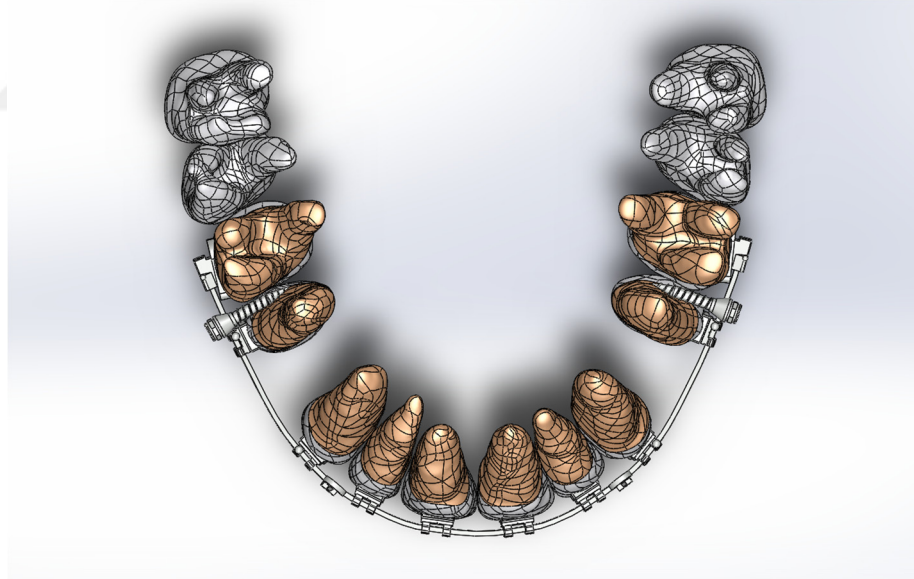
Şekil 3.15. İnterradyiküler mini vida yerleşimi sagittal kesit



Şekil 3.16. İnterradyiküler mini vida yerleşimi sagittal kesit



Şekil 3.17. İnterradiküler mini vida yerleşimi oblik kesit

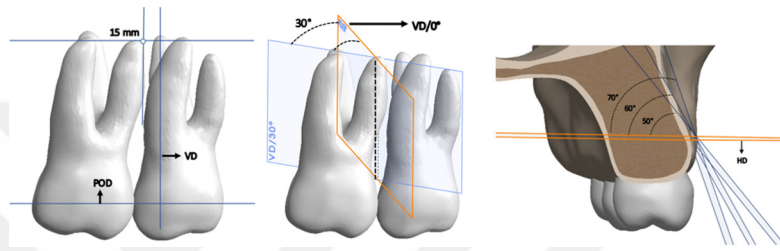


Şekil 3.18. İnterradiküler mini vida yerleşimi aksiyal kesit

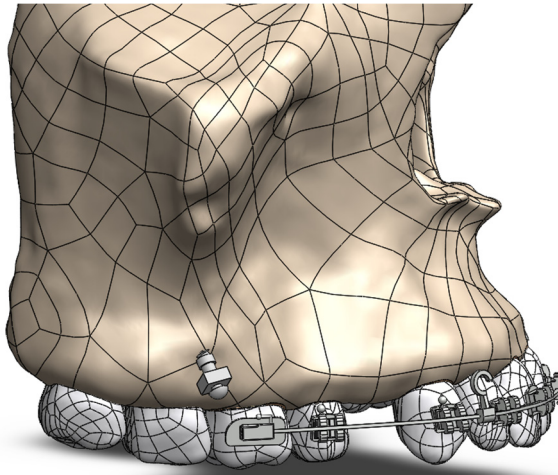
3.6.2. İnfrazigomatik Mini Vida Konumu

İnterradiküler bölgelere yapılan mini vidalar distalizasyon için kullanılan en yaygın yaklaşımlardan biridir. Ancak sınırlı interradiküler boşluklar ortodontik tedavide

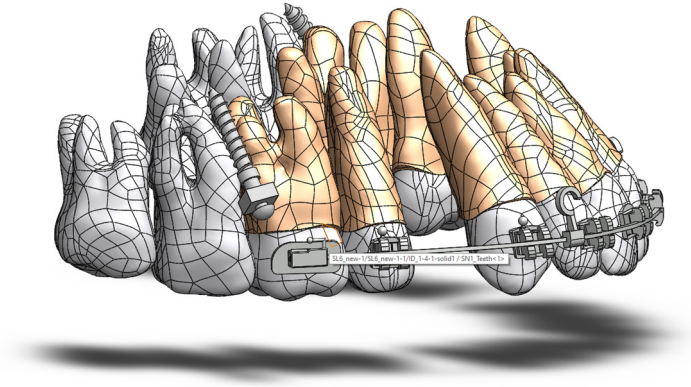
diş hareketini engelleyebilir. Bu nedenle mini vida yerleştirilmesi için son yıllarda sıklıkla infrazigomatik kemik bölgesi seçilmektedir. İnfrazigomatik mini vida, posterior oklüzal düzlemin 15 mm superiorunda, 60-70 derecelik bir dişeti eğim açısında ve mini vida ucu 30 derecelik bir distal eğim açısı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.19). Çalışmamızda infrazigomatik mini vidanın maksiller kemik üzerindeki konumu ve açısı literatürde yer alan standartlara bağlı kalınarak düzenlenmiştir (Şekil 3.20-3.24) (Du ve ark., 2021).



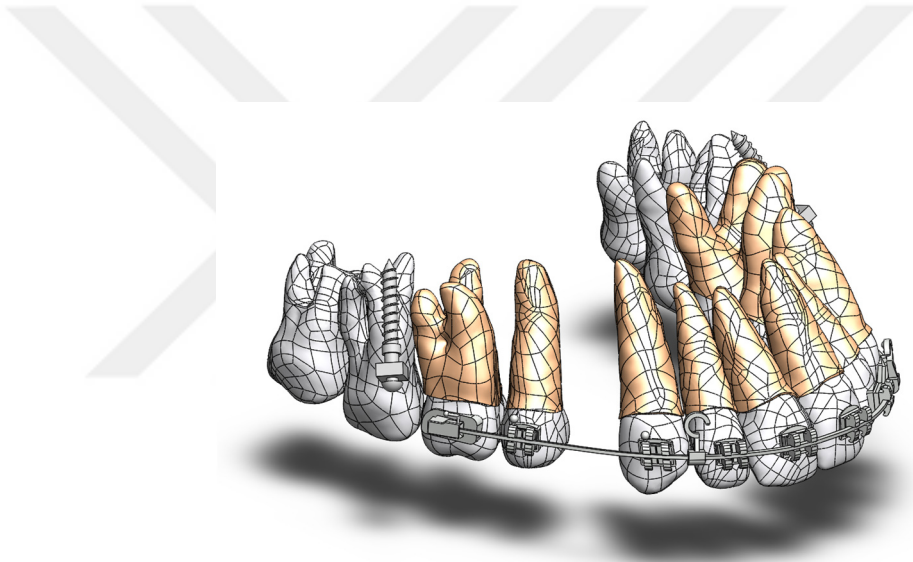
Şekil 3.19. İnfrazigomatik mini vida giriş yüksekliği ve giriş açıları



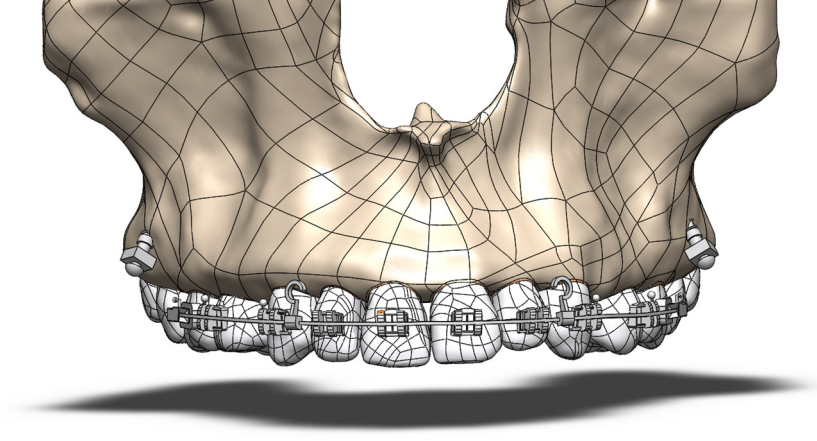
Şekil 3.20. İnfrazigomatik mini vida yerleşimi sagittal kesit



Şekil 3.21. İnfrazigomatik mini vida yerleşimi sagital kesit



Şekil 3.22. İnfrazigomatik mini vida yerleşimi oblik kesit



Şekil 3.23. İnfrazigomatik mini vida yerleşimi koronal kesit



Şekil 3.24. İnfrazigomatik mini vida yerleşimi aksiyal kesit

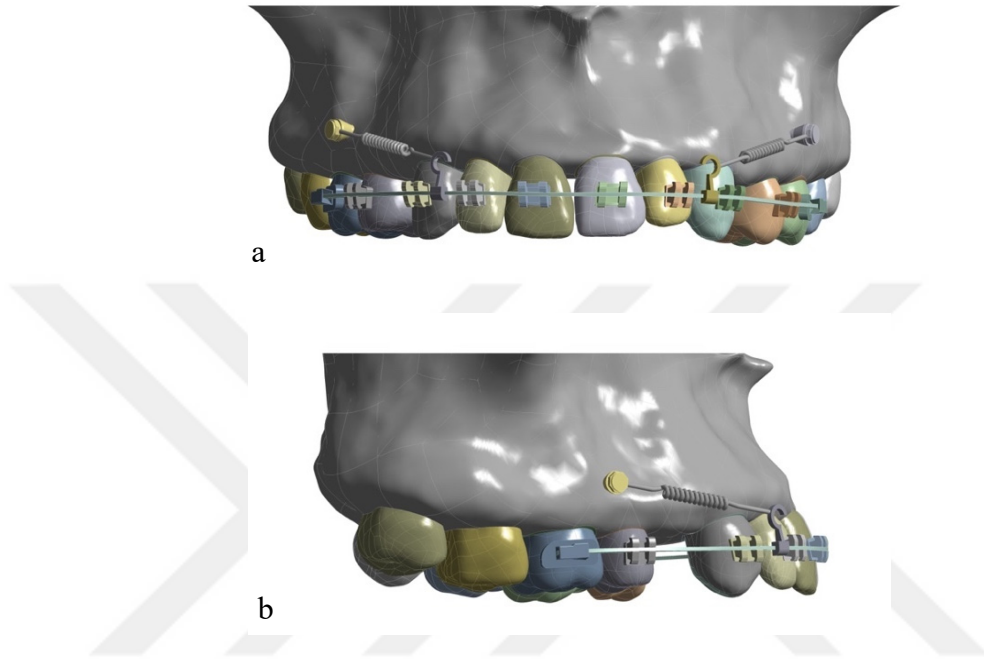
3.7. Sonlu Elemanlar Analizinin Yapılacağı Modellerin Oluşturulması

Çalışmamızda en masse retraksiyonu ve keser konsolidasyonu olmak üzere iki ana grup ve bu gruplara bağlı infrazigomatik ve interradiküler mini vidaların kullanıldığı toplamda 8 farklı alt model oluşturulmuştur.

Bu modeller;

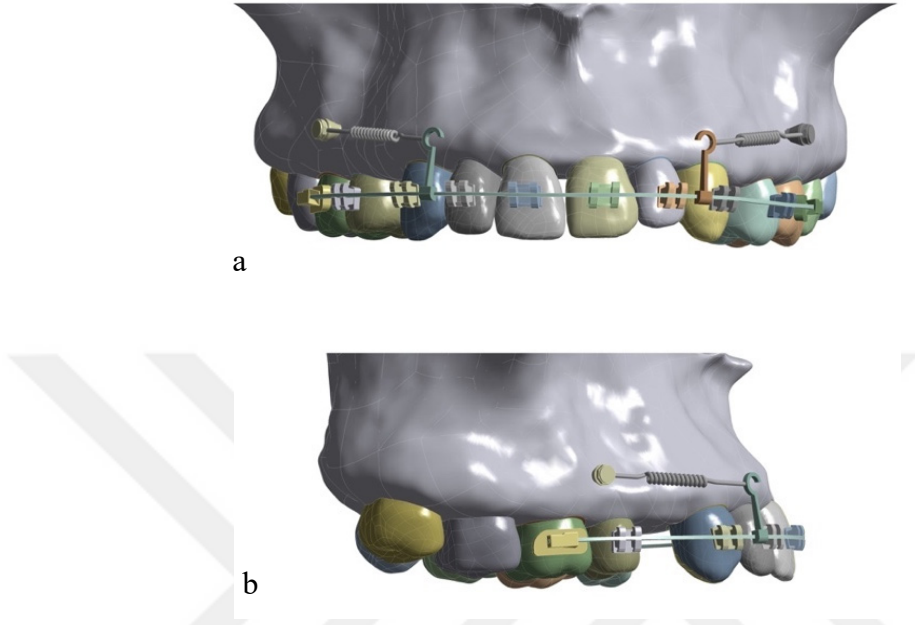
En masse retraksiyonu grubu;

Model 1.1: İnterradiküler mini vida ankrajı ve 3 mm güç kolu kullanılan senaryo (Şekil 3.25):



Şekil 3.25. En masse grubu interradiküler mini vida ve 3 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagittal kesit

Model 1.2: İnterradiküler mini vida ankrajı ve 6 mm güç kolu kullanılan senaryo (Şekil 3.26):

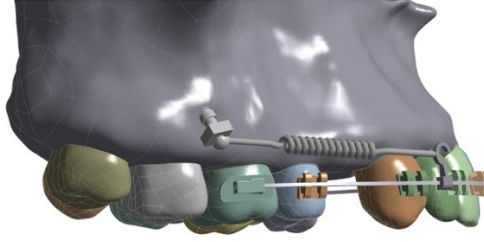


Şekil 3.26. En masse grubu interradiküler mini vida ve 6 mm güç kolu senaryosu a) Koronal kesit b) Sagittal kesit

Model 1.3: İnfrazigomatik mini vida ankrajı ve 3 mm güç kolu kullanılan senaryo (Şekil 3.27):



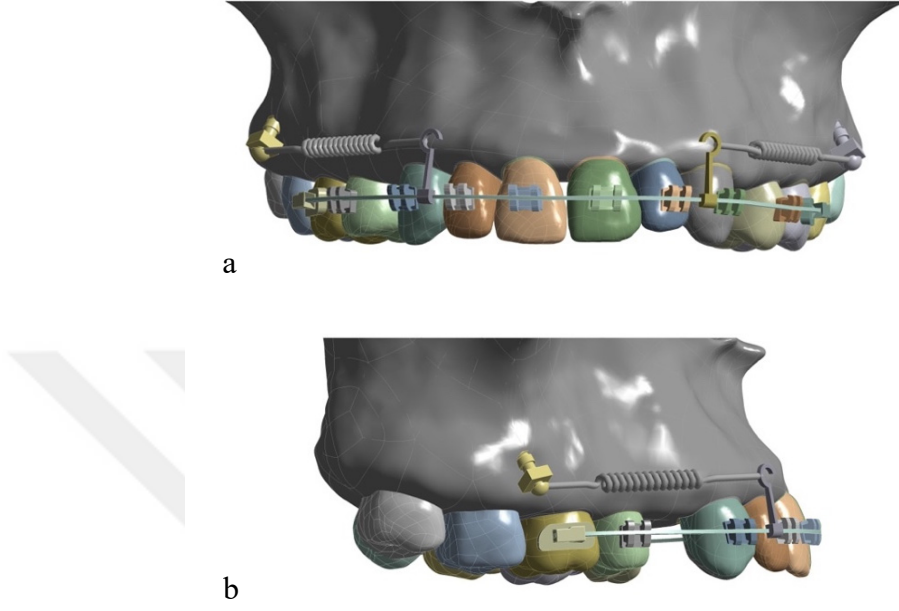
a



b

Şekil 3.27. En masse grubu infrazigomatik mini vida ve 3 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagittal kesit

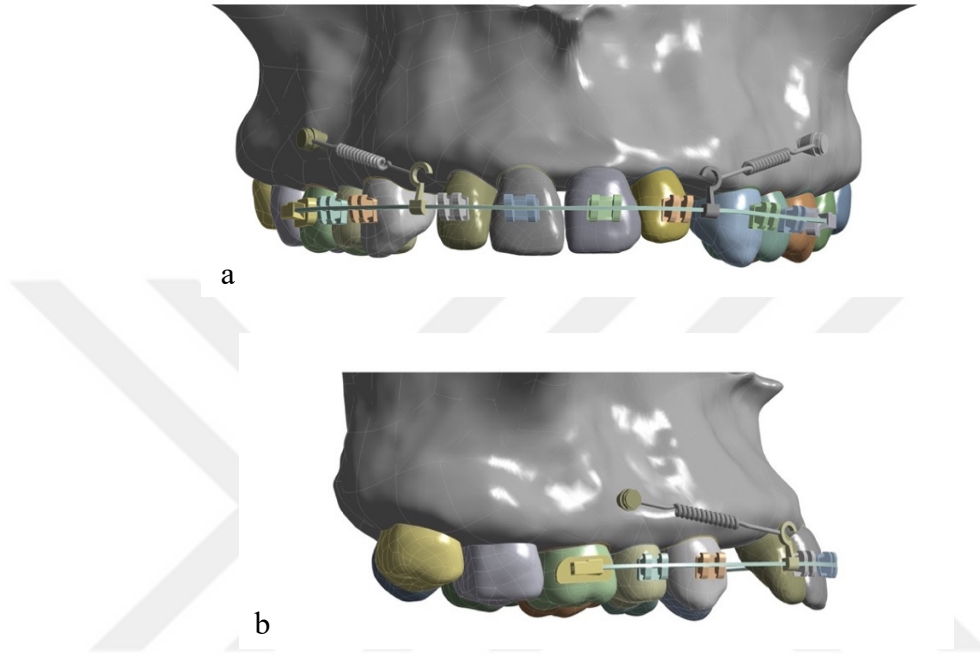
Model 1.4: İnfrazigomatik mini vida ankrajı ve 6 mm güç kolu kullanılan senaryo (Şekil 3.28):



Şekil 3.28. En masse grubu infrazigomatik mini vida ve 6 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagittal kesit

Keser Konsolidasyonu grubu;

Model 2.1: İnterradiküler mini vida ankrajı ve 3 mm güç kolu kullanılan senaryo (Şekil 3.29):

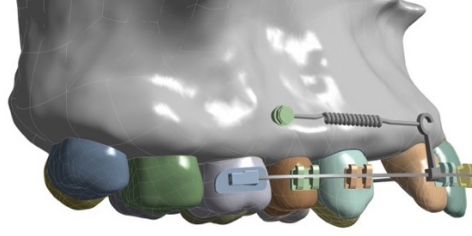


Şekil 3.29. Keser Konsolidasyonu grubu interradiküler mini vida ve 3 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagittal kesit

Model 2.2: İnterradiküler mini vida ankraжі ve 6 mm güç kolu kullanılan senaryo (Şekil 3.30):



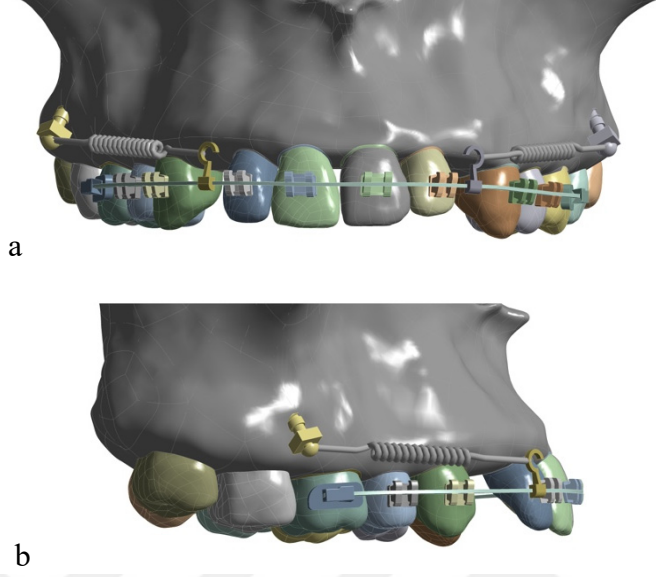
a



b

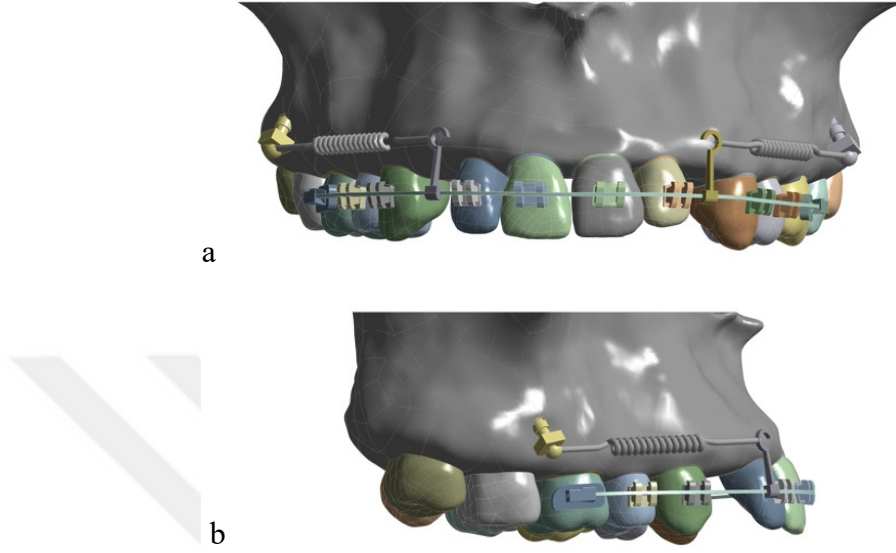
Şekil 3.30. Keser Konsolidasyonu grubu interradiküler mini vida ve 6 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit

Model 2.3: İnfrazigomatik mini vida ankrajı ile 3 mm güç kolu kullanılan senaryo (Şekil 3.31):



Şekil 3.31. Keser Konsolidasyonu grubu infrazigomatik mini vida ve 3 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit

Model 2.4: İnfrazigomatik mini vida ankrajı ve 6 mm güç kolu kullanılan senaryo (Şekil 3.32):



Şekil 3.32. Keser Konsolidasyonu grubu infrazigomatik mini vida ankrajı ile 6 mm güç kolu senaryosu. a) Koronal kesit, b) Sagittal kesit

3.8. Sonlu Elemanlar Analizinin Uygulanması

CAD modelleri hazırlanan tüm modeller SolidWorks yazılımında parasolid formatında kaydedildikten sonra statik analiz için Ansys yazılımına aktarılmıştır.

3.8.1. Materyal Özelliklerinin Belirlenmesi

Çalışmamızda kullanılan tüm anatomik yapı ve malzemelere özgün fiziksel özelliklerini tanımlayan Elatisite modülü (Young modülü) ve Poisson oranı sayısal olarak tanımlanmıştır (Tablo 3.1). Tüm malzemeler lineer elastik, homojen ve izotropik olarak tanımlanmıştır.

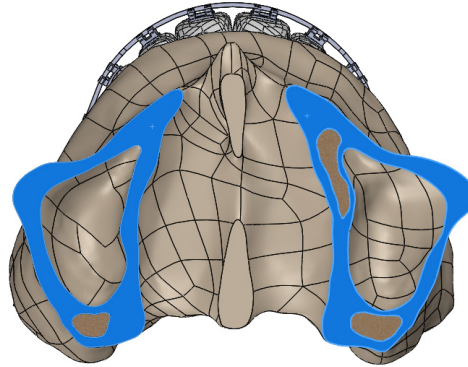
Tablo 3.1. Modellenen yapılara ait Young Modülü ve Poisson Oranları

	Young Modülü	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13700	0.3
Trabeküler Kemik	1370	0.3
PDL	0.71	0.4
Diş	20000	0.3
Çelik (Tel, Braket, Güç Kolu)	200000	0.3

3.8.2. Sınır Koşullarının ve Kontaklar Arası İlişkilerin Tanımlanması

Analizlerdeki kontaklar braket ve ark teli arasında gerçek modele uygun olarak frictional ve mini vida-kemik, braket-diş, güç kolu-ark teli arasında ise bonded kontak olarak tanımlanmıştır. Çözüm formülasyonu için “Augmented Lagrange” yöntemi kullanılmıştır.

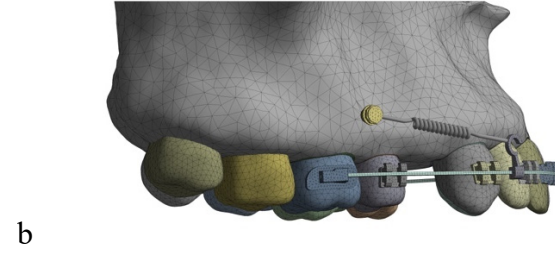
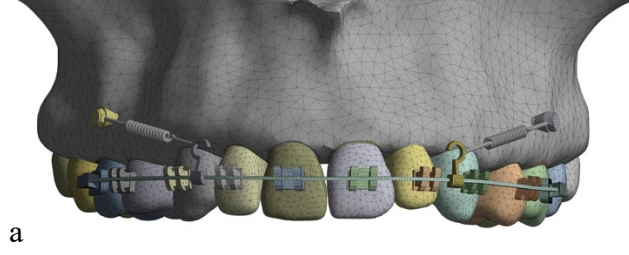
Maksillanın superiorunda şekil 3.33’te mavi renk ile gösterilen kemik kesi yüzeyi sabit (fixed) yüzey olarak seçilmiştir.



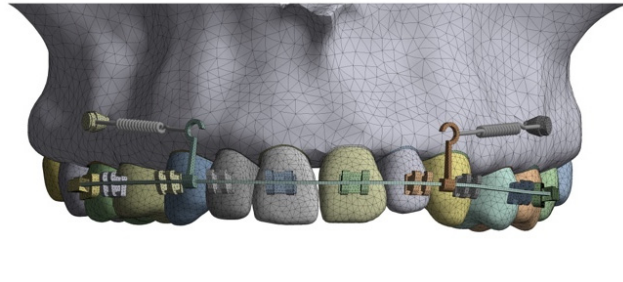
Şekil 3.33. Maksilla sabit kemik kesi yüzeyi

3.8.3. Ağ Yapısının Oluşturulması

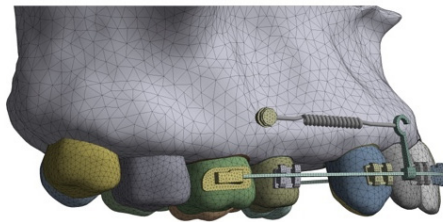
ANSYS yazılımına aktarılan geometrik modeller sonlu elemanlar analizinin yapılacağı matematiksel modellere dönüştürülmüştür. 8 farklı geometrik modellerin mesh yapısı oluşturulmuştur (Şekil 3.34-3.41).



Şekil 3.34. Model 1.1'e ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit

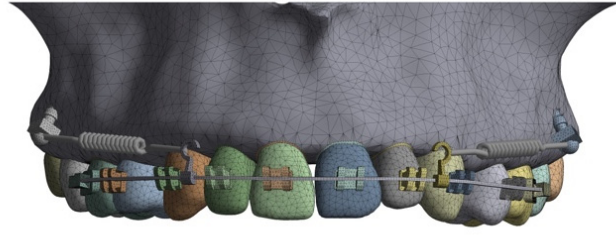


a

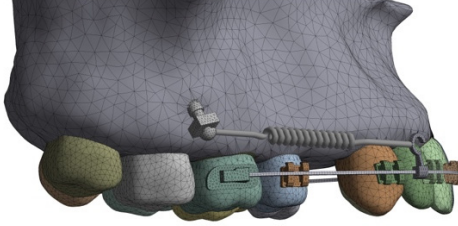


b

Şekil 3.35. Model 1.2'ye ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit

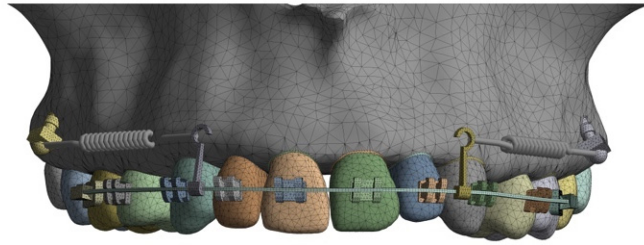


a

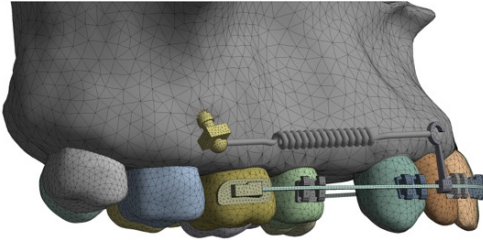


b

Şekil 3.36. Model 1.3'e ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit

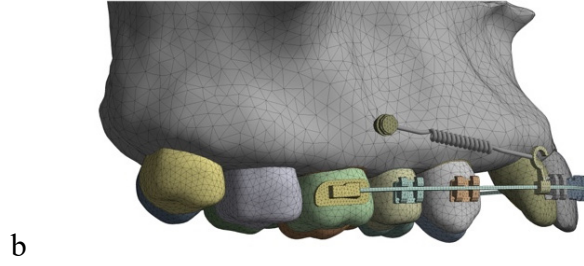
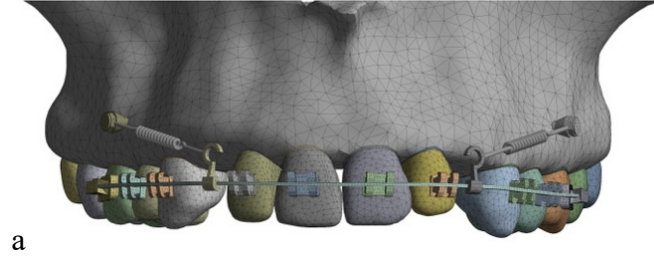


a

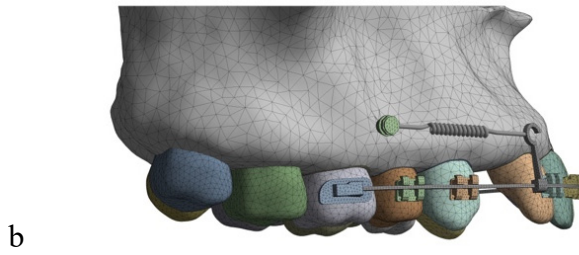
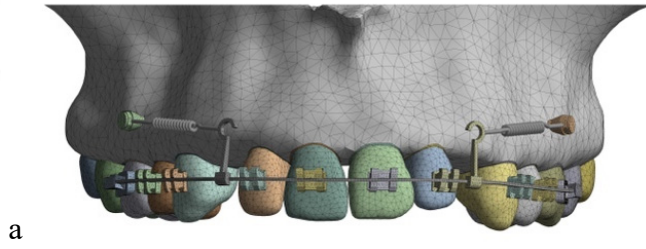


b

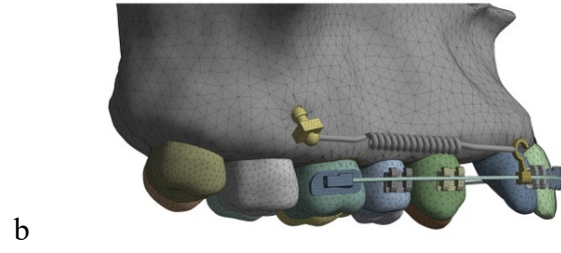
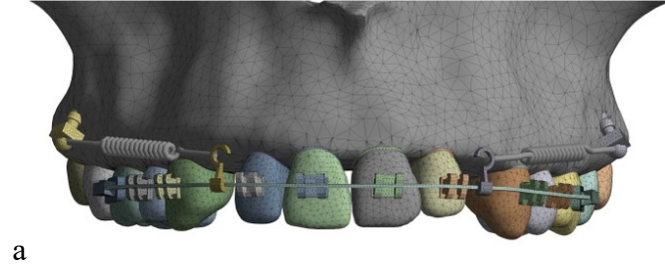
Şekil 3.37. Model 1.4'e ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit



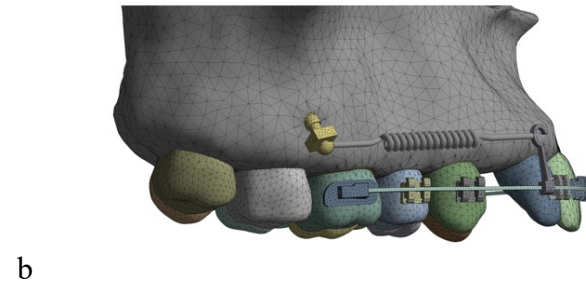
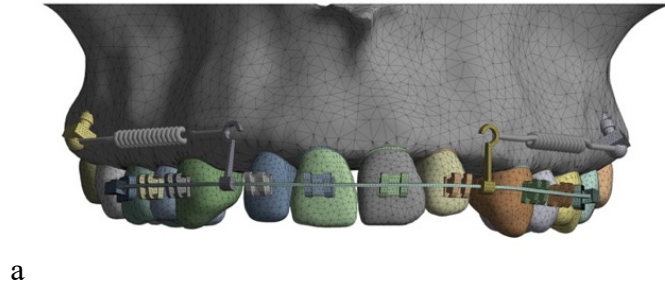
Şekil 3.38. Model 2.1'e ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit



Şekil 3.39. Model 2.2'ye ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit



Şekil 3.40. Model 2.3'e ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit



Şekil 3.41. Model 2.4'e ait mesh yapısı. a) Koronal kesit, b) Sagital kesit

3.8.3.1. Dügüm ve Eleman Sayısı

Çalışmamızda sonlu eleman modellerinin mesh yapısında düzensiz model geometrilerine uygun ve kuadratik şekil değiştime davranışı sergileyen 10 düğüme sahip SOLID187 ve SOLID186 tetrahedral eleman tipleri kullanılmıştır..

Senaryolarımızdaki katı modellere ait eleman ve düğüm sayısı Tablo 3.2’de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Modellere ait eleman ve düğüm sayıları

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Model 1.1	388844	696112
Model 1.2	385973	691472
Model 1.3	619706	880052
Model 1.4	621811	883109
Model 2.1	353860	636428
Model 2.2	383927	689437
Model 2.3	621590	883006
Model 2.4	621581	883267

4. BULGULAR

FEM Analizi, ANSYS11 yazılımı (Swanson Analysis System Inc., Canonsburg, Pennsylvania, ABD) kullanılarak gerçekleştirildi. Bu analiz ile dişlerde meydana gelen yer değiştirme miktarları ve von Mises gerilmeleri hesaplanmıştır. Gerilme ve yer değiştirme değerlerine ilişkin bulgular, renk kodları ile gösterilmiştir. Yer değiştirmeye ait veriler X, Y ve Z ekseninde değerlendirilmiştir. Değerlendirmede, kesici dişlerde insizal kenar ve kök ucu, köpek dişinde tüberkül tepesi ve kök ucu, ikinci premolar dişte bukkal tüberkül tepesi ve kök ucu, birinci molar dişte mezial tüberkül ve meziobukkal kök ucundaki ölçümler kullanılmıştır.

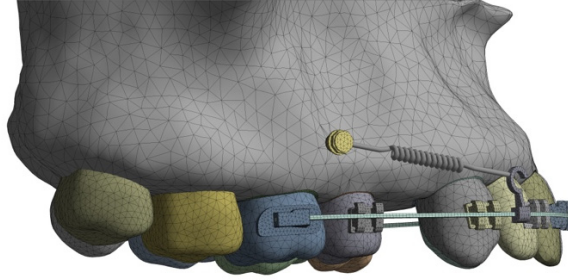
X eksenini anterior dişlerde mezial-distal yönü ve posterior dişlerde bukkal-palatinal yönü ifade etmektedir. Y eksenini anterior dişlerde bukkal-palatinal yönü ve posterior dişlerde mezial-distal yönü ifade etmektedir. Z eksenini ise superior-inferior yönü ifade etmektedir. Bu tez çalışmasında maksillanın sağ tarafındaki dişlerden elde edilen veriler kullanılmıştır. Verilerdeki pozitif değerler; X ekseninde anterior dişler için mezial yönü ve posterior dişler için palatinal yönü, Y ekseninde anterior dişler için palatinal yönü ve posterior dişler için distal yönü ve Z ekseninde ise superior yönü ifade etmektedir. Negatif değerler; X ekseninde anterior dişler için distal yönü ve posterior dişler için bukkal yönü, Y ekseninde anterior dişler için bukkal yönü ve posterior dişler için mezial yönü ve Z ekseninde ise inferior yönü ifade etmektedir. Tüm değerler milimetre cinsinden sunulmuştur.

Von Mises gerilmelerinin gösterildiği şekillerde, kırmızı renkle belirtilen alanlar gerilmelerinin maksimum olarak görüldüğü bölgeleri gösterirken, mavi renkle gösterilen alanlar ise minimum gerilme bölgelerini göstermektedir.

Yer değiştirmeye ait bulgular milimetre (mm), von Mises gerilmeleri ise Mega Paskal (MPa =N/mm²) cinsinden verilmiştir.

4.1. Model 1.1'e Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri

En masse retraksiyon grubunda mesh yapısı oluşturulmuş olan modelde interradiküler mini vida ankrajı ile 3 mm'lik güç koluna 150 gr retraksiyon kuvveti uygulanmış ve elde edilen veriler değerlendirilmiştir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Model 1.1'in kuvvet doğrultusu.

Model 1.1'e ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri Tablo 4.1'de verilmiştir.

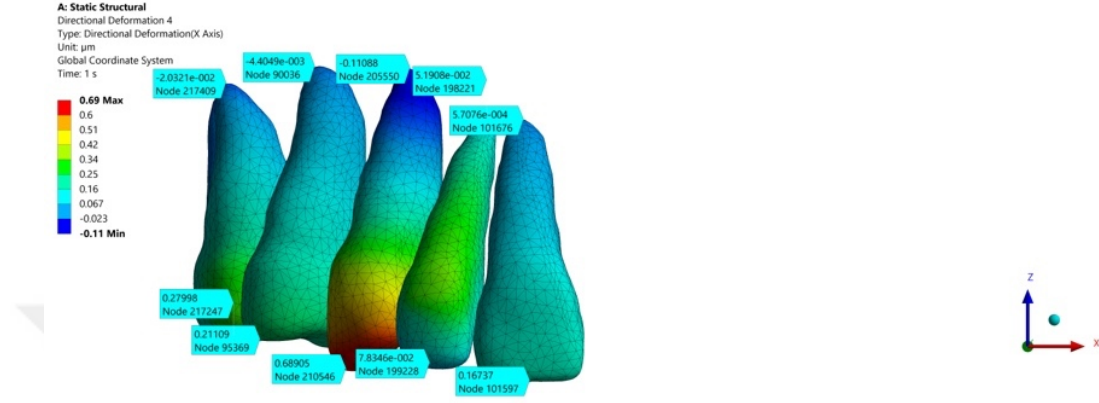
Tablo 4.1. Model 1.1'e ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)

	X eksen	Y Eksen	Z Eksen
11 kesici kenar	0.16737	1.0814	-0.44311
11 apikal	5.7076e-004	-2.9381e-002	7.0649e-002
12 kesici kenar	7.8346e-002	0.13504	0.32395
12 apikal	5.1908e-002	0.21931	0.24078
13 tüberkül tepesi	0.68905	0.84107	-0.55106
13 apikal	-0.11088	-0.10705	-1.4799e-002
15 tüberkül tepesi	0.21109	0.16149	-9.1874e-002
15 apikal	-4.4049e-003	-2.1027e-002	-1.7544e-002
16 tüberkül tepesi	0.27998	-0.22356	1.5292e-002
16 apikal	-2.0321e-002	-2.2794e-002	-1.1182e-002

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.1.1. Model 1.1'e Ait Dişlerin X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

X eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.1'de verilmiş olup, Model 1.1'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.2'de gösterilmiştir.

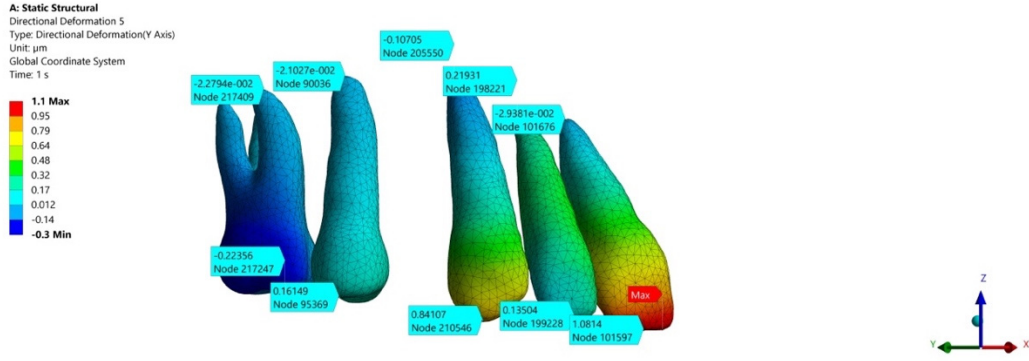


Şekil 4.2. Model 1.1'e ait X eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede orta kesici ve yan kesici dişin kuronu ve kök ucu mezial yönde hareket etmiştir. Kanin dişinin tüberkül tepesi mezial yönde kök ucu ise distal yönde hareket etmiştir. Posterior bölgede ikinci premolar ve birinci molar dişlerinin tüberkül tepeleri palatinal yönde hareket ederken kök uçları ise bukkal yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme kanin dişinin tüberkül tepesinde mezial yönde meydana gelmiştir. Orta kesici dişte kontrollü devrilme meydana gelmiştir. Yan kesici dişte kuron ve kök hareketi arasındaki farkın az olmasına bağlı olarak translasyon hareketine yaklaşılmıştır. Kanin, ikinci premolar ve birinci molar dişlerde kontrolsüz devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.1.2. Model 1.1'e Ait Dişlerin Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Y eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.1'de olup, Model 1.1'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.3'te gösterilmiştir.

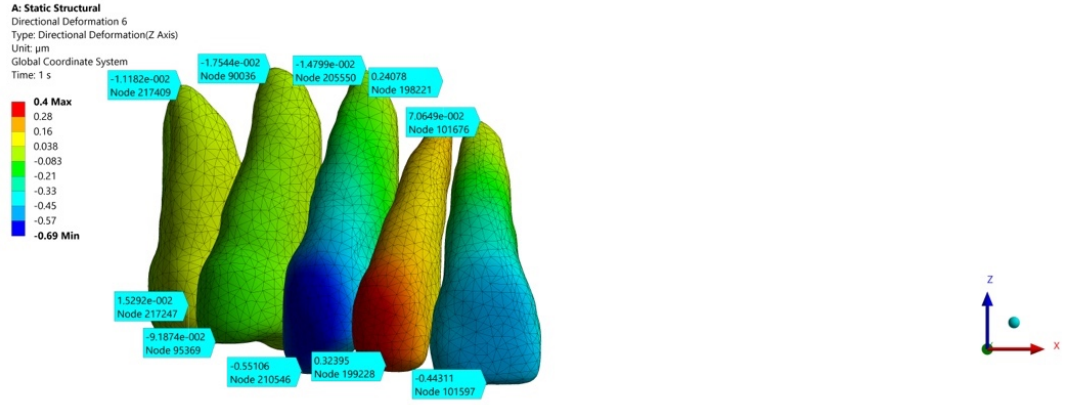


Şekil 4.3. Model 1.1'e ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede orta kesici, yan kesici ve kanin dişlerinin kuranları palatinal yönde hareket etmiştir. Orta kesici ve kanin dişlerinin kök uçları bukkal yönde hareket etmiştir. Yan kesici dişin kök ucu kesici kenarıyla aynı yönde palatinal yönde hareket ederek translayon hareketine yaklaşmıştır. Posterior bölgede ikinci küçük azı dişin tüberkül tepesi distal yönde kök ucu ise mezial yönde hareket etmiştir. Birinci büyük azı dişinin tüberkül tepesi ve kök ucu mezial yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme orta kesici dişin kesici kenarında meydana gelmiştir. Orta kesici, kanin ve ikinci premolar dişlerde kontrolsüz devrilme hareketi meydana gelirken, yan kesici ve birinci molar dişlerde kontrollü devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.1.3. Model 1.1'e Ait Dişlerin Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Z eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.1'de verilmiş olup, Model 1.1'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.4'te gösterilmiştir.

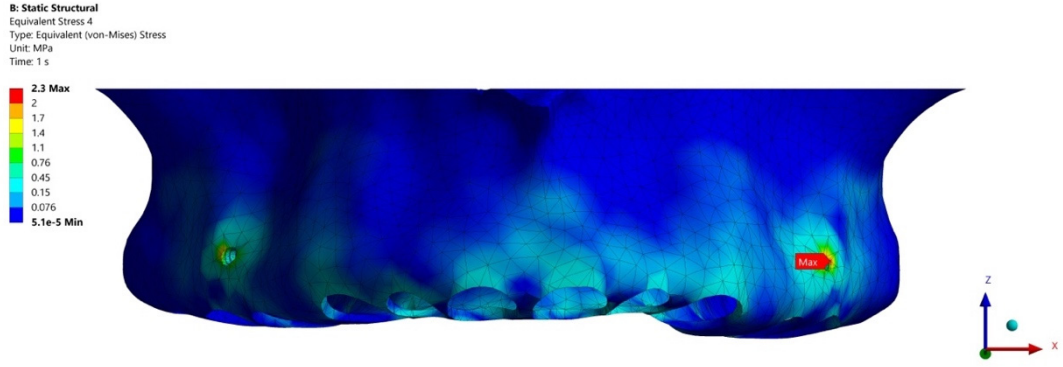


Şekil 4.4. Model 1.1'e ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Z eksenü üzerinde meydana gelen yer değıştirme verileri incelendiğinde, orta kesici dişin kesici kenarı inferior yönde ve kök ucu ise superior yönde hareket ederken, yan kesici dişin kesici kenarı ve kök ucu superior yönde hareket etmiştir. Kanin dişi ile ikinci premolar dişin tüberkül tepeleri ve kök uçları inferior yönde hareket ederken, birinci premolar dişinin tüberkül tepesi superior yönde ve kök ucu ise inferior yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değıştirme kanin dişinin tüberkül tepesinde inferior yönde gerçekleşmiştir. Yan kesici ve birinci molar dişlerde intrüzyon hareketi, orta kesici, kanin ve ikinci premolar dişlerde ise ekstrüzyon hareketi meydana gelmiştir.

4.1.4. Model 1.1'e Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

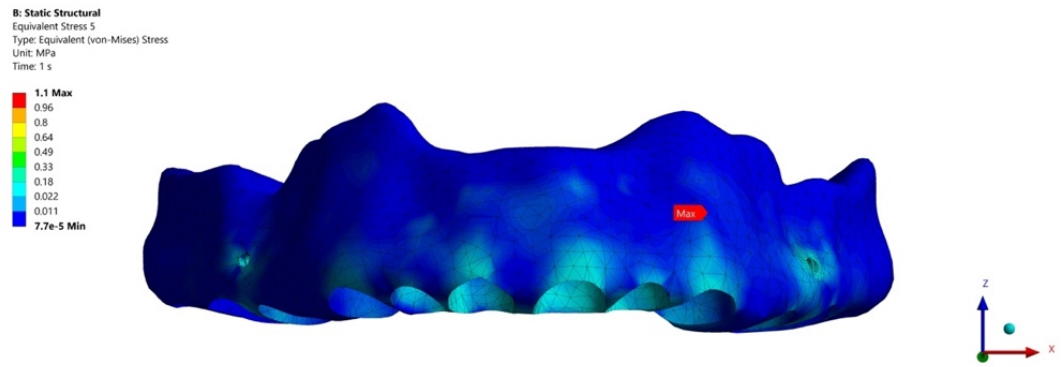
Model 1.1'e uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.5'te gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın giriş yerinde 2.3 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.5. Model 1.1'e ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.1.5. Model 1.1'e Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

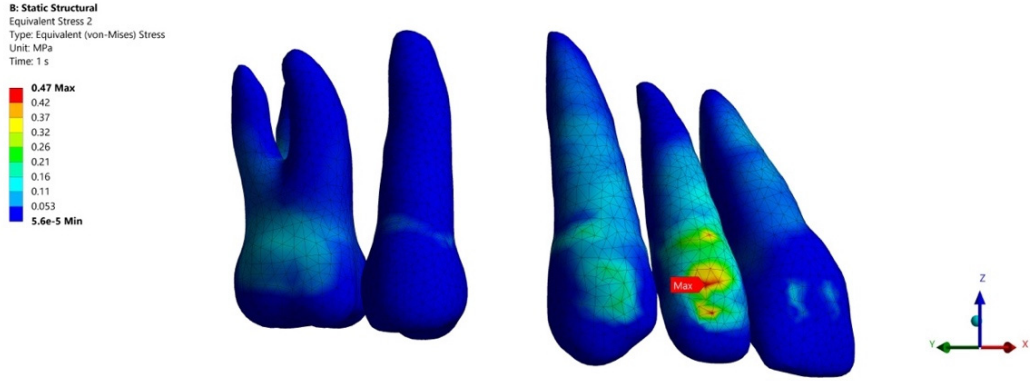
Model 1.1'e uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Maksimum stres kanin dişinin kökünün vestibülündeki komşu kemik alanlarında 1.1 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.6. Model 1.1'e ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.1.6. Model 1.1'e Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı

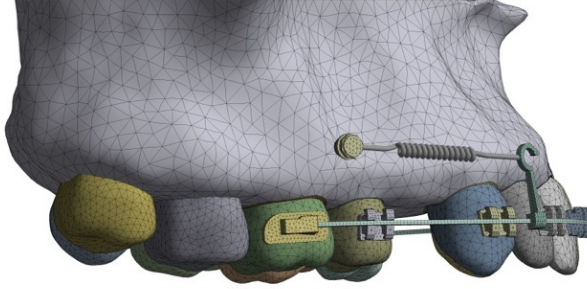
Model 1.1'e uygulanan kuvvet sonucunda dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.7'de gösterilmiştir. Maksimum stres yan kesici dişin krununun vestibül yüzeyinde 0.47 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.7. Model 1.1'e ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler

4.2. Model 1.2'ye Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri

En masse retraksiyon grubunda mesh yapısı oluşturulmuş olan modelde interradiküler mini vida ankrajı ile 6 mm'lik güç koluna 150gr retraksiyon kuvveti uygulanmış ve elde edilen veriler değerlendirilmiştir (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. Model 1.2'in kuvvet doğrultusu

Model 1.2'ye ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri Tablo 4.2'de verilmiştir.

Tablo 4.2. Model 1.2'ye ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)

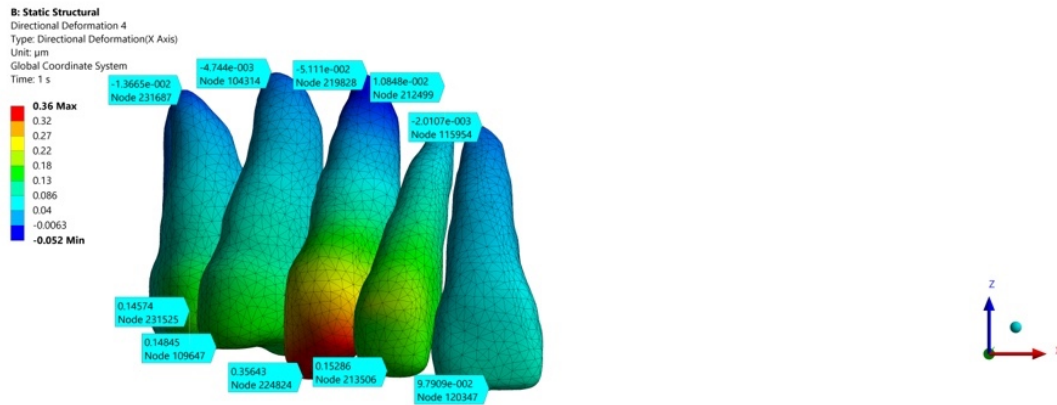
	X eksen	Y Eksen	Z Eksen
11 kesici kenar	9.7909e-002	0.75928	-0.3136
11 apikal	-2.0107e-003	-2.1904e-002	4.2794e-002
12 kesici kenar	0.15286	0.22235	-2.3904e-003
12 apikal	1.0848e-002	7.4261e-002	9.2928e-002
13 tüberkül tepesi	0.35643	0.42784	-0.2423
13 apikal	-5.111e-002	-3.7847e-002	1.7605e-002
15 tüberkül tepesi	0.14845	0.1154	-7.1307e-002
15 apikal	-4.744e-003	-1.3599e-002	-1.7401e-002
16 tüberkül tepesi	0.14574	-9.4539e-002	3.7159e-004
16 apikal	-1.3665e-002	-2.5591e-002	-1.0515e-002

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.2.1. Model 1.2'ye Ait Dişlerin X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

X eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.2'de verilmiştir.

Model 1.2'ye ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.9'da gösterilmiştir.



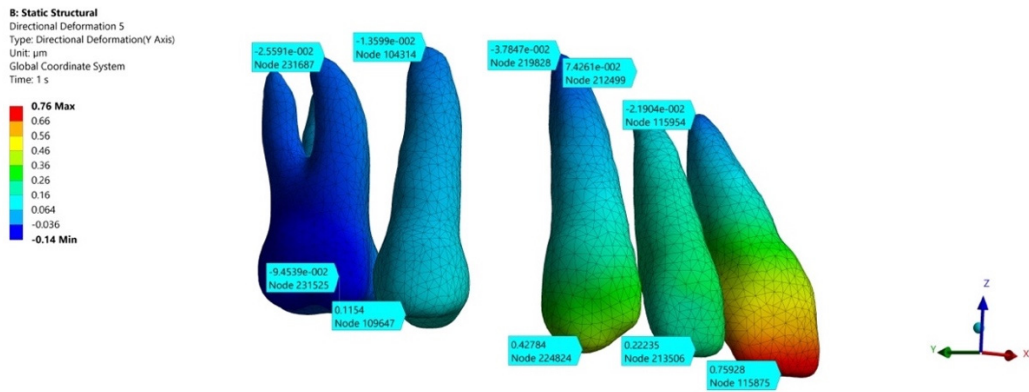
Şekil 4.9. Model 1.2'ye ait X eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede orta kesici dişin krunu mezial yönde ve kök ucu ise kurona oranla çok

az miktarda distale doğru hareket etmiştir. Yan kesici dişin hem krunu ve hemde kök ucu mezial yönde hareket etmiştir. Kanin dişinin krunu mezial yönde ve kök ucu ise distal yönde hareket etmiştir. Posterior bölgede ikinci premolar ve birinci molar dişlerin tüberkül tepeleri palatinal yönde hareket ederken, kök uçları bukkal yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme kanin dişinin tüberkül tepesinde mezial yönde meydana gelmiştir. Yan kesici dişte kontrollü devrilme hareketi meydana gelirken, geriye kalan tüm dişlerde kontrolsüz devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.2.2. Model 1.2'ye Ait Dişlerin Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Y eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.2'de verilmiştir. Model 1.2'ye ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.10'da gösterilmiştir.



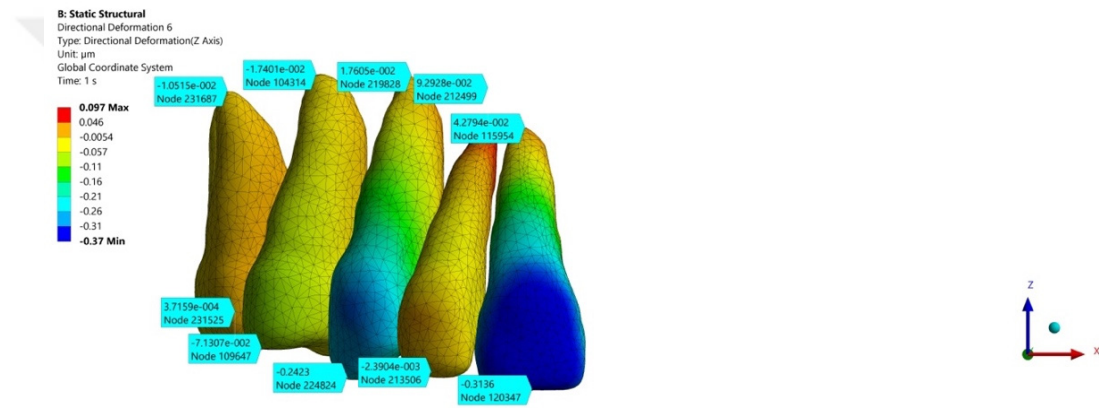
Şekil 4.10. Model 1.2'ye ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede orta kesici, yan kesici ve kanin dişinin krunu palatinal yönde hareket etmiştir. Orta kesici diş ve kanin dişinin kökü bukkale yönde yer değiştirirken, yan kesici dişin kökü palatinal yönde hareket etmiştir. Posterior dişlerde, üst ikinci azı dişinin tüberkül tepesi distale doğru yer değiştirirken, kök ucu mezial yönde hareket etmiştir. Birinci büyük azı dişinin hem tüberkül tepesi hem de kök ucu mezial yönde hareket

etmiştir. Maksimum yer değıştirme orta kesici dişin kesici kenarında meydana gelmiştir. Orta kesici, kanin, birinci premolar dişlerde kontrolsüz devrilme hareketi meydana gelirken yan kesici ve birinci molar dişlerde kontrollü devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.2.3. Model 1.2'ye Ait Dişlerin Z Eksenindeki Yer Değıştirme Verileri

Z eksenindeki yer değıştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.2'de verilmiştir. Model 1.2'ye ait yer değıştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.11'de gösterilmiştir.

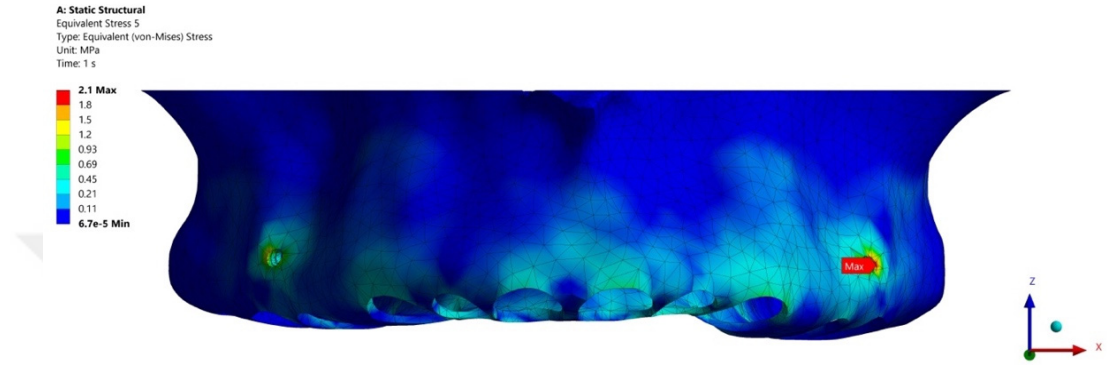


Şekil 4.11. Model 1.2'e ait Z eksenindeki yer değıştirme verileri

Dişlerde Z ekseni üzerinde meydana gelen yer değıştirme verileri incelendiğinde, orta kesici, yan kesici ve kanin dişlerinin kuronları inferior yönde hareket ederken, kök uçları superior yönde hareket etmiştir. İkinci premolar dişin tüberkül tepesi ve kök ucu inferior yönde hareket etmiştir. Birinci molar dişin tüberkül tepesi superior yönde hareket ederken, kök ucu inferior yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değıştirme orta kesici dişte inferior yönde meydana gelmiştir. Z ekseninde birinci molar dişte intrüzyon hareketi görülürken, geriye kalan tüm dişlerde ekstrüzyon hareketi görülmüştür.

4.2.4. Model 1.2'ye Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

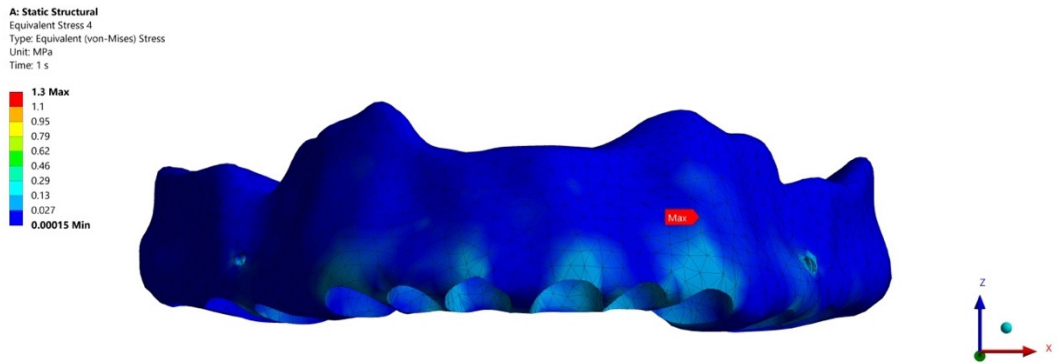
Model 1.2'ye uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.12 'de gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın giriş yerinde 2.1 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.12. Model 1.2'ye ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.2.5. Model 1.2'ye Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

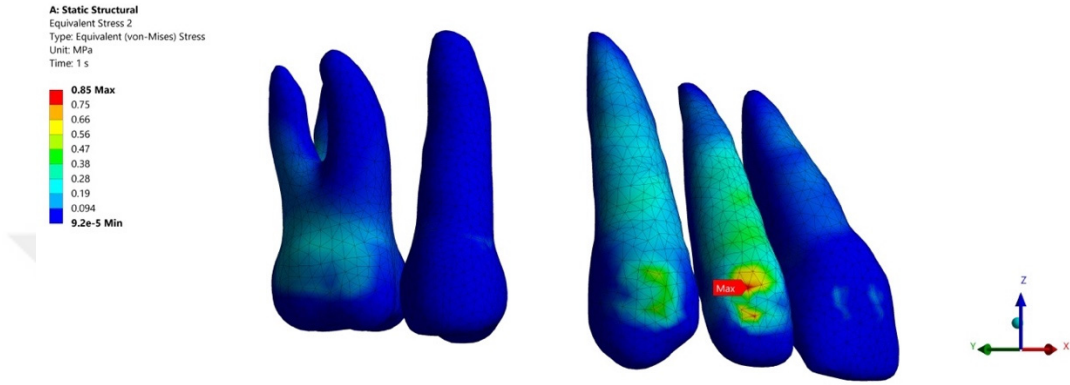
Model 1.2'ye uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.13'te gösterilmiştir. Maksimum stres kanin dişinin kökünün vestibülündeki komşu kemik alanlarında 1.3 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.13. Model 1.2'ye ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.2.6. Model 1.2'ye Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı

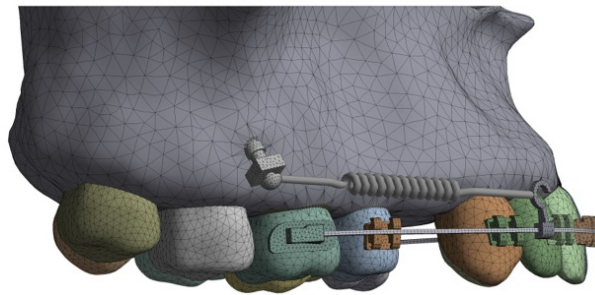
Model 1.2'ye uygulanan kuvvet sonucunda dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.14'te gösterilmiştir. Maksimum stres yan kesici dişin krununun vestibül yüzeyinde 0.85 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.14. Model 1.2'ye ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler

4.3. Model 1.3'e Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri

En masse retraksiyon grubunda mesh yapısı oluşturulmuş olan modelde infrazigomatik mini vida ankrajı ile 3 mm'lik güç koluna 150gr retraksiyon kuvveti uygulanmış ve elde edilen veriler değerlendirilmiştir (Şekil 4.15).



Şekil 4.15. Model 1.3'e ait kuvvet doğrultusu

Model 1.3'e ait X, Y, Z eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.3. Model 1.3'e ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)

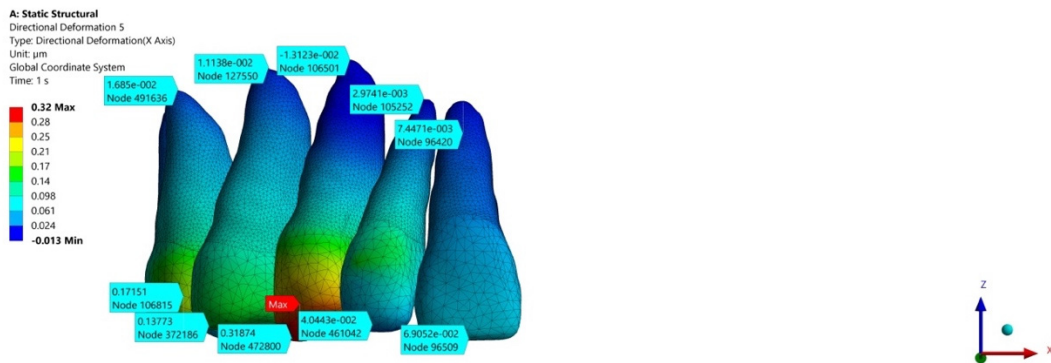
	X eksen	Y Eksen	Z Eksen
11 kesici kenar	6.9052e-002	0.52833	-0.22594
11 apikal	7.4471e-003	4.1849e-002	2.2459e-003
12 kesici kenar	4.0443e-002	0.11803	1.3254e-002
12 apikal	2.9741e-003	4.9667e-002	2.9615e-002
13 tüberköl tepesi	0.31874	0.46545	-0.25978
13 apikal	-1.3123e-002	-1.6545e-003	4.5307e-003
15 tüberköl tepesi	0.13773	9.6684e-002	-4.2746e-002
15 apikal	1.1138e-002	7.1294e-003	8.5821e-003
16 tüberköl tepesi	0.17151	-6.5287e-002	-4.9738e-003
16 apikal	1.685e-002	-1.1549e-002	-1.4378e-003

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.3.1. Model 1.3'e Ait X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

X eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.3'te verilmiştir.

Model 1.3'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre şekil 4.16'da gösterilmiştir.

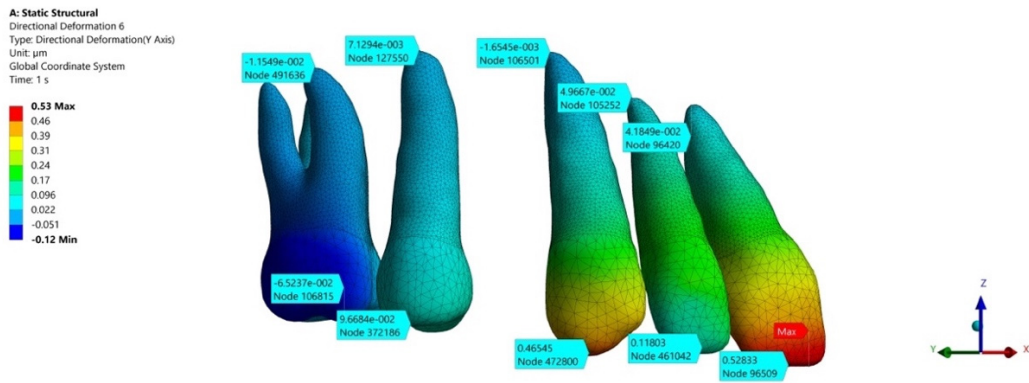


şekil 4.16. Model 1.3'e ait X eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede; orta kesici diş, yan kesici diş ve kanin dişlerinin koronları mezial yönde hareket etmiştir. Orta kesici diş ve yan kesici dişlerin kök ucu kuronları ile aynı yönde hareket ederken, kanin dişinin kök ucu korunu ile ters yönde hareket etmiştir. Posterior bölgede ikinci premolar ve birinci molar dişlerinin tüberkül tepeleri ve kök uçları palatinal yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme kanin dişinin tüberkül tepesinde meydana gelmiştir. Kanin dişinde kontrolsüz devrilme hareketi meydana gelirken, diğer tüm dişlerde kontrollü devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.3.2. Model 1.3'e Ait Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Y eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.3'te verilmiştir. Model 1.3'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.17'de gösterilmiştir.



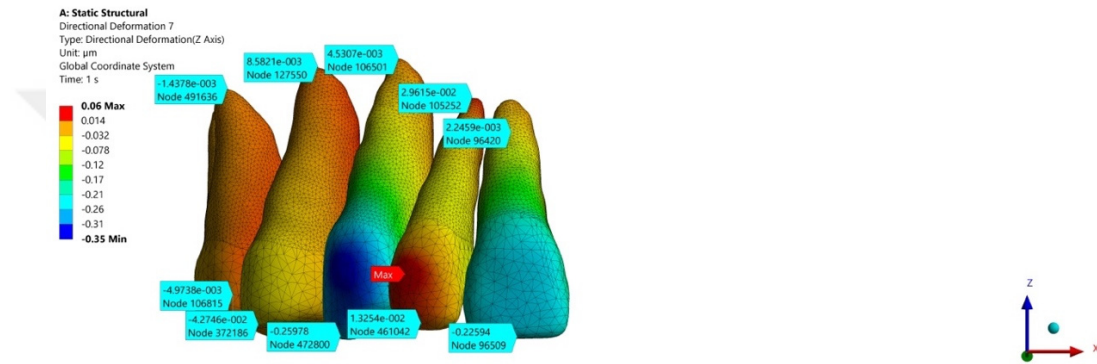
Şekil 4.17. Model 1.3'e ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede; orta kesici, yan kesici dişlerin kesici kenarları ve kökleri palatinal yönde hareket etmiştir. Kanin dişinin tüberkül tepesi palatinal yönde hareket ederken kök ucu bukkal yönde hareket etmiştir. Posterior bölgede ikinci premolar dişin tüberkül tepesi ve kök ucu distal yönde hareket etmiştir. Birinci molar dişin tüberkül tepesi ve kök ucu mezial yönde

hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme orta kesici dişin kesici kenarında meydana gelmiştir. Kanin dişinde kontrolsüz devrilme hareketi meydana gelirken, geriye kalan diğer tüm dişlerde kontrollü devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.3.3. Model 1.3'e Ait Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Z eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.3'te verilmiştir. Model 1.3'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.18'de gösterilmiştir.

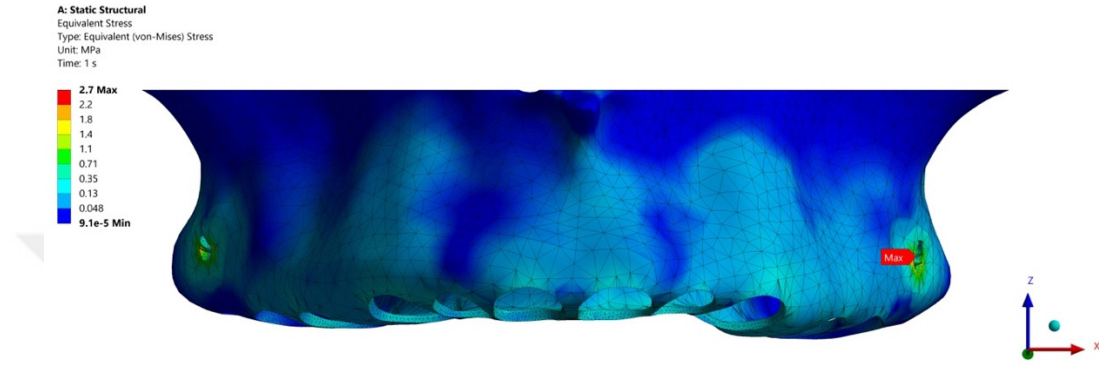


Şekil 4.18. Model 1.3'e ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, yan kesici dişin kuronu ve kökü superior yönde hareket etmiştir. Geriye kalan tüm dişlerin kuronları inferior yönde hareket etmiştir. Orta kesici, yan kesici, kanin ve ikinci premolar dişlerinin kökleri superior yönde hareket etmiştir. Birinci molar dişin kökü inferior yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme kanin dişinin kuronunda inferior yönde olmuştur. Yan kesici dişte intrüzyon hareketi meydana gelirken geriye kalan tüm dişlerde ekstrüzyon hareketi meydana gelmiştir.

4.3.4. Model 1.3'e Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

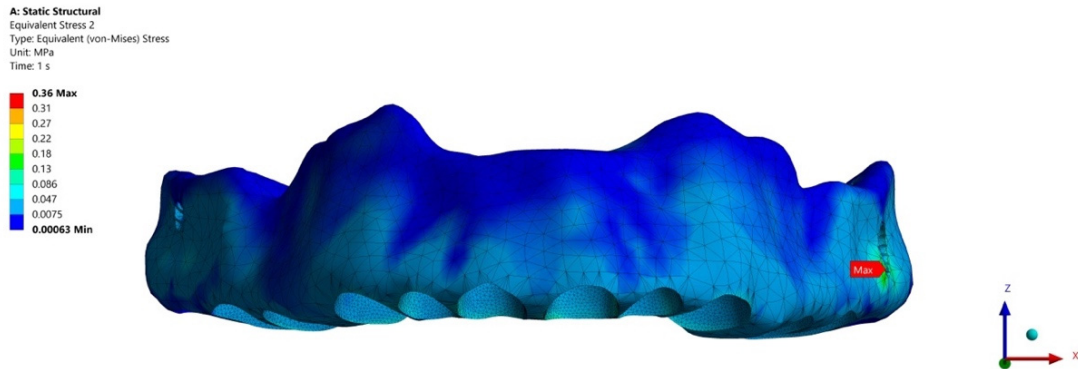
Model 1.3'e uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.19'da gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın giriş yerinde 2.7 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.19. Model 1.3'e ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.3.5. Model 1.3'e Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

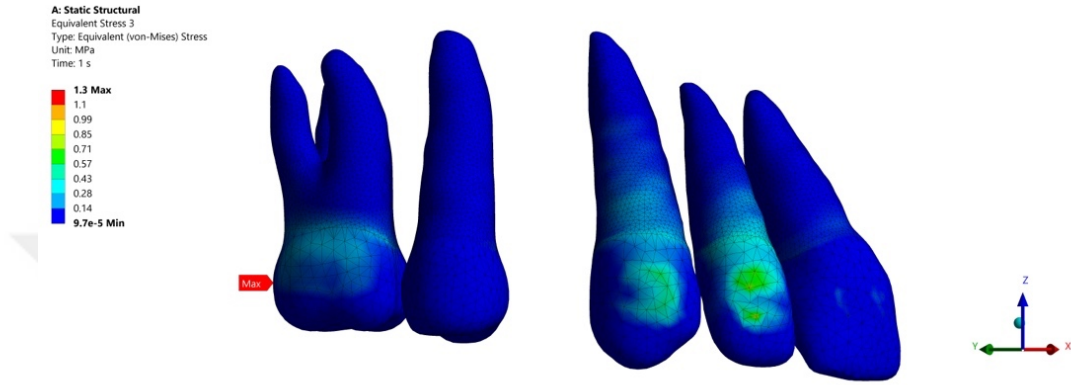
Model 1.3'e uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.20'de gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın giriş yerindeki komşu kemik alanlarında 0.36 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.20. Model 1.3'e ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.3.6. Model 1.3'e Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı

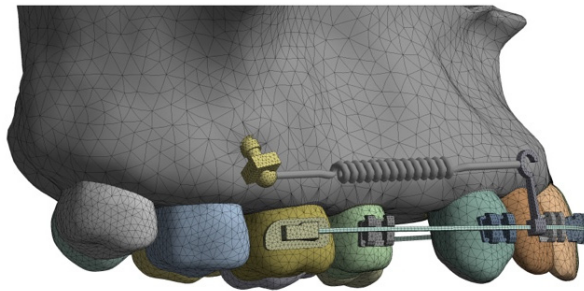
Model 1.3'e uygulanan kuvvet sonucunda dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.21'de gösterilmiştir. Maksimum stres birinci molar dişin krununun distal yüzeyinde 1.3 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.21. Model 1.3'e ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler

4.4. Model 1.4'e Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri

En masse retraksiyon grubunda mesh yapısı oluşturulmuş olan modelde infrazigomatik mini vida ankrajı ile 6 mm'lik güç koluna 150gr retraksiyon kuvveti uygulanmış ve elde edilen veriler değerlendirilmiştir (Şekil 4.22).



Şekil 4.22. Model 1.4'e ait kuvvet doğrultusu

Model 1.4'e ait X, Y, Z eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4.4'te verilmiştir.

Tablo 4.4. Model 1.4'e ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)

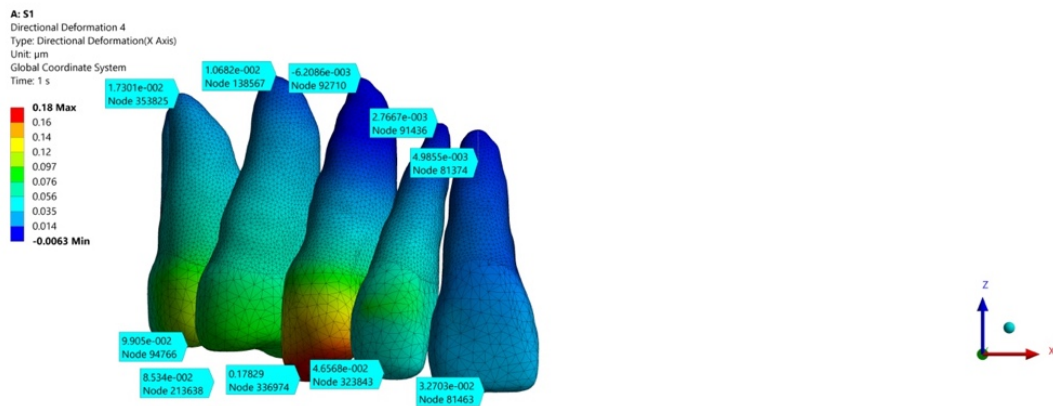
	X eksen	Y Eksen	Z Eksen
11 kesici kenar	3.2703e-002	0.35598	-0.15438
11 apikal	4.9855e-003	2.7028e-002	2.2742e-004
12 kesici kenar	4.6568e-002	0.14639	-3.5023e-002
12 apikal	2.7667e-003	3.2557e-002	1.9092e-002
13 tüberköl tepesi	0.17829	0.26532	-0.13985
13 apikal	-6.2086e-003	2.2779e-003	6.0311e-003
15 tüberköl tepesi	8.534e-002	6.7183e-002	-2.6535e-002
15 apikal	1.0682e-002	7.5073e-003	5.7176e-003
16 tüberköl tepesi	9.905e-002	-2.0171e-002	-6.2062e-003
16 apikal	1.7301e-002	-7.5903e-003	-1.4485e-003

**11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini
16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.4.1. Model 1.4'e Ait X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

X eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.4'te verilmiştir.

Model 1.4'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre şekil 4.23'te gösterilmiştir.

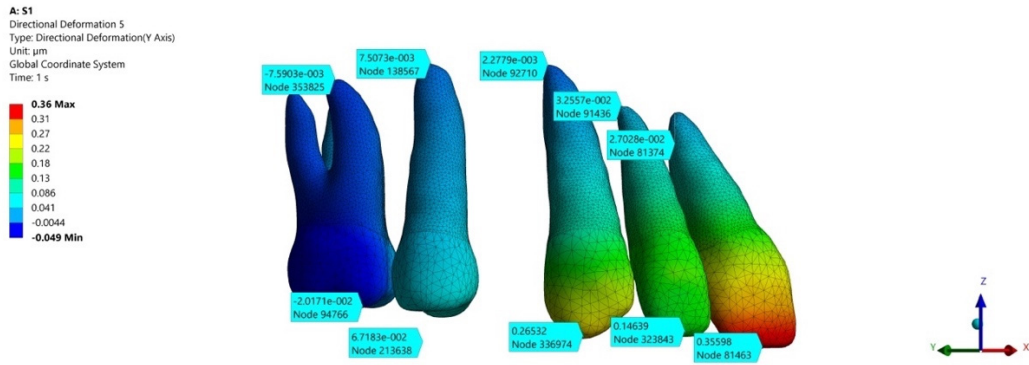


şekil 4.23. Model 1.4'e ait X eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede; orta kesici ve yan kesici dişlerinin, kuron ve kök uçları mezial yönde hareket etmiştir. Kanin dişinin tüberkül tepesi mezial yönde hareket ederken kök ucu distal yönde hareket etmiştir. İkinci premolar ve birinci molar dişlerinin kuron ve kök uçları palatinal yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme kanin dişinin tüberkül tepesinde mezial yönde meydana gelmiştir. Kanin dişinde kontrolsüz devrilme hareketi meydana gelirken, geriye kalan tüm dişlerde kontrollü devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.4.2. Model 1.4'e Ait Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Y eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.4'te verilmiştir. Model 1.4'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.24'te gösterilmiştir.



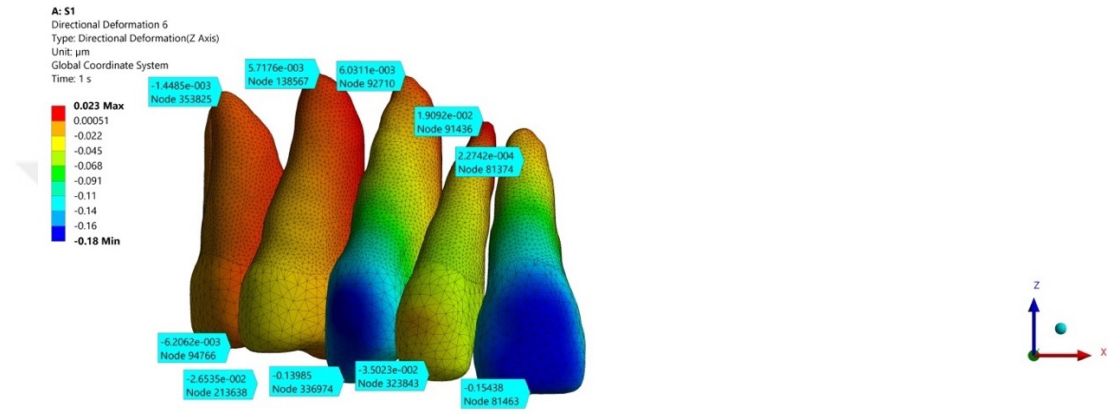
Şekil 4.24. Model 1.4'e ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede orta kesici, yan kesici ve kanin dişlerinin kuronları ve kökleri palatinal doğru yer değiştirmiştir. Posterior bölgede ikinci premolar dişin kuron ve kök ucu distale, birinci molar dişin kuron ve kök ucu ise mezial yönde yer değiştirmiştir. Maksimum yer

değiştirme orta kesici dişin kuronunda palatinal yönde meydana gelmiştir. Tüm dişlerde kontrollü devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.4.3. Model 1.4'e Ait Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Z eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.4'te verilmiştir. Model 1.4'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.25'te gösterilmiştir.

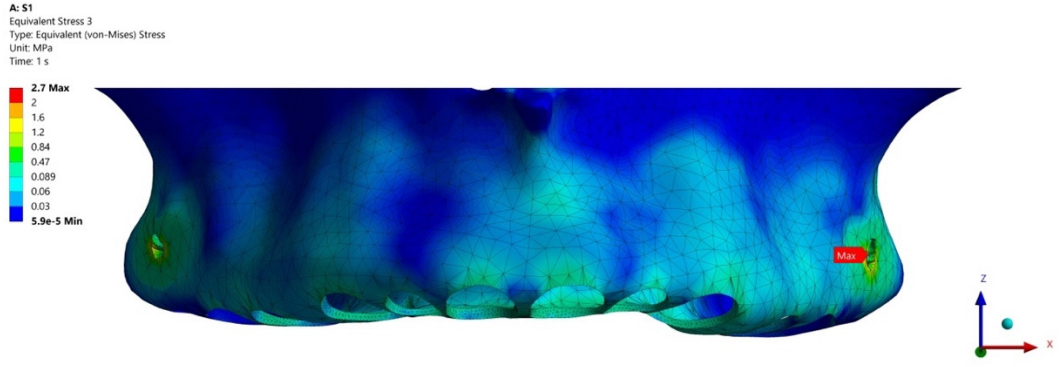


Şekil 4.25. Model 1.4'e ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Z ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, tüm dişlerin kuronları inferior yönde hareket etmiştir. Birinci molar dişinin kök ucu inferior yönde hareket ederken, geriye kalan tüm dişlerin kök ucu superior yönde hareket etmiştir. Anterior bölge dişlerinin tamamı ekstrüze olmuştur. Maksimum yer değiştirme orta kesici dişin kesici kenarında meydana gelmiştir. Tüm dişlerde ekstrüzyon hareketi meydana gelmiştir.

4.4.4. Model 1.4'e Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

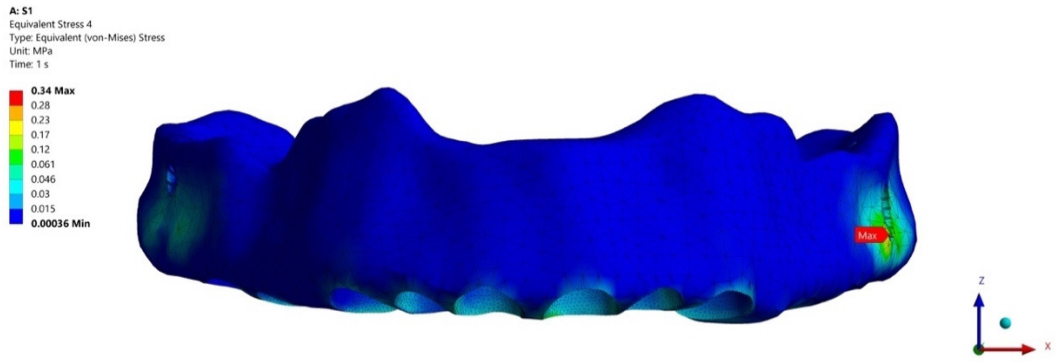
Model 1.4'e uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.26'da gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın giriş yerinde 2.7 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.26. Model 1.4'e ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.4.5. Model 1.4'e Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

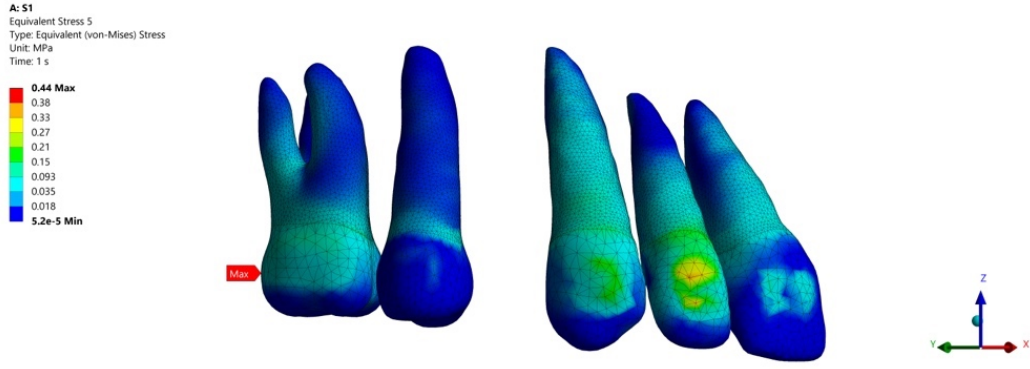
Model 1.4'e uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.27'de gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın giriş yerindeki komşu kemik alanlarında 0.34 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.27. Model 1.4'e ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.4.6. Model 1.4'e Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı

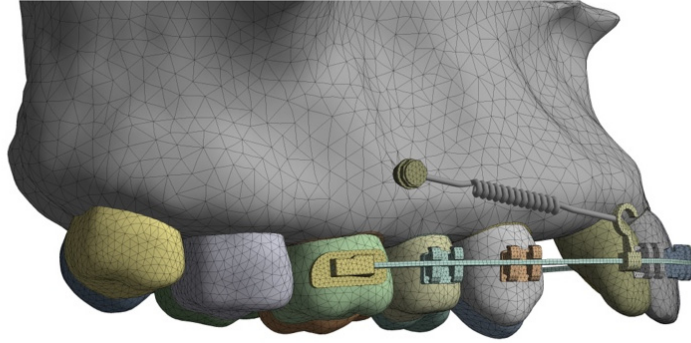
Model 1.4'e uygulanan kuvvet sonucunda dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.28'de gösterilmiştir. Maksimum stres birinci molar dişin kuronunun distal yüzeyinde 0.44 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.28. Model 1.4'e ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler

4.5. Model 2.1'e Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri

Keser konsolidasyonu grubunda mesh yapısı oluşturulmuş olan modelde interradiküler mini vida ankrajı ile 3 mm'lik güç koluna 150gr retraksiyon kuvveti uygulanmış ve elde edilen veriler değerlendirilmiştir (Şekil 4.29).



Şekil 4.29. Model 2.1'ye ait kuvvet doğrultusu

Model 2.1'e ait X, Y, Z eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4.5'te verilmiştir.

Tablo 4.5. Model 2.1'e ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)

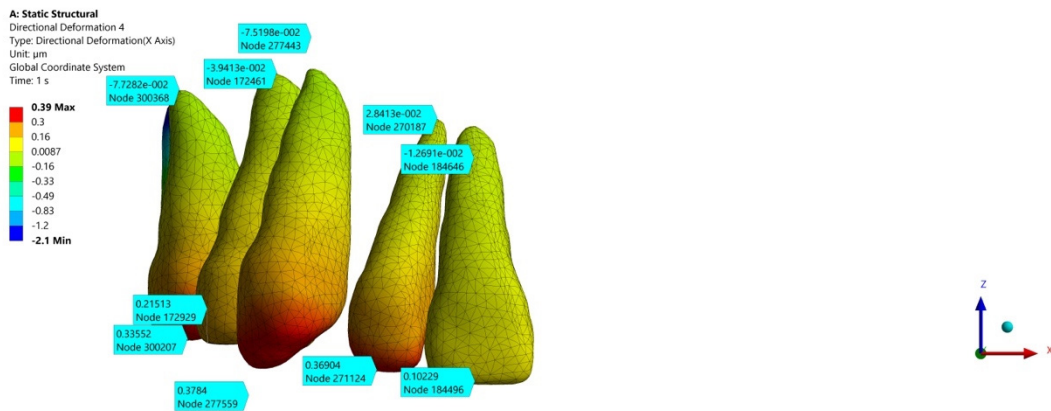
	X eksen	Y Eksen	Z Eksen
11 kesici kenar	0.10229	0.82026	-0.36958
11 apikal	-1.2691e-002	-2.0838e-002	5.2191e-002
12 kesici kenar	0.36904	0.32981	2.2785e-002
12 apikal	2.8413e-002	0.13295	0.18154
13 tüberköl tepesi	0.3784	0.44827	-0.29714
13 apikal	-7.5198e-002	-4.6296e-002	-1.1683e-002
15 tüberköl tepesi	0.21513	0.10051	-0.10034
15 apikal	-3.9413e-002	4.8159e-004	-9.0353e-003
16 tüberköl tepesi	0.33552	-0.21878	-4.7412e-002
16 apikal	-7.7282e-002	0.11505	-5.1423e-002

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.5.1. Model 2.1'e Ait X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

X eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.5'te verilmiştir.

Model 2.1'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre şekil 4.30'da gösterilmiştir.

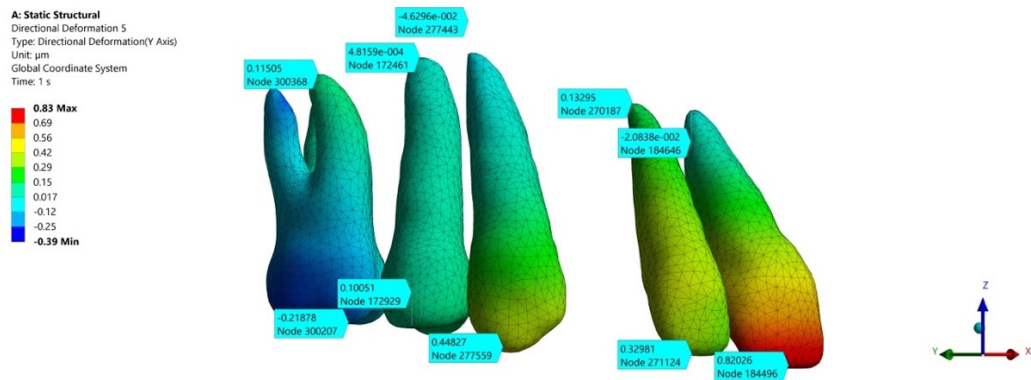


şekil 4.30. Model 2.1'e ait X eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede; orta kesici ve yan kesici dişlerinin kuronların mezial yönde hareket ederken, orta kesici dişin kökü distal yönde ve yan kesici dişin kökü mezial yönde hareket etmiştir. Posterior bölgede kanin, ikinci premolar ve birinci molar dişlerinin kuronları palatinal yönde kök uçları ise bukkal yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme kanin dişinin kuronunda palatinal yönde meydana gelmiştir. Yan kesici dişte kontrollü devrilme hareketi meydana gelirken, geriye kalan tüm dişlerde kontrolsüz devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.5.2. Model 2.1'e Ait Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Y eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.5'te verilmiştir. Model 2.1'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.31'de gösterilmiştir.



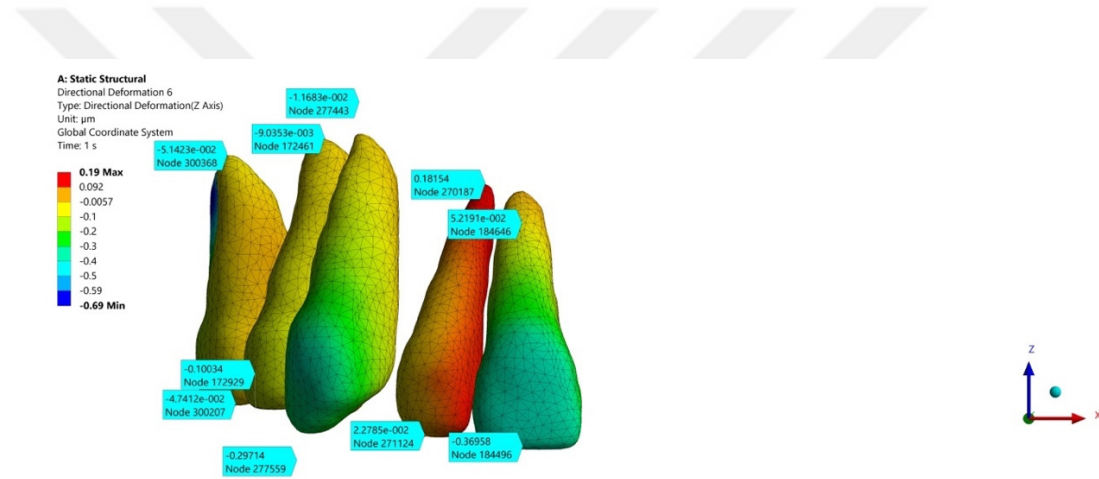
Şekil 4.31. Model 2.1'e ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede orta kesici ve yan kesici dişlerinin kuronları palatinala doğru yer değiştirirken, orta kesici dişin kök ucu bukkale doğru ve yan kesici dişin kök ucu ise palatinala doğru yer değiştirmiştir. Posterior bölgede, kanin ve ikinci premolar dişlerin kuronları distal yönde yer değiştirirken, kanin dişinin kökü mezial yönde ikinci premolar

dişin kökü ise distal yönde yer değiştirmiştir. Birinci molar dişin krunu mezial yönde ve kök ucu ise distal yönde yer değiştirmiştir. Maksimum yer değiştirme orta kesici dişin krununda palatinal yönde meydana gelmiştir. Yan kesici ve ikinci premolar dişlerde kontrollü devrilme hareketi meydana gelirken; orta kesici, kanin ve birinci molar dişlerde kontrolsüz devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.5.3. Model 2.1'e Ait Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Z eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.5'te verilmiştir. Model 2.1'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.32'de gösterilmiştir.

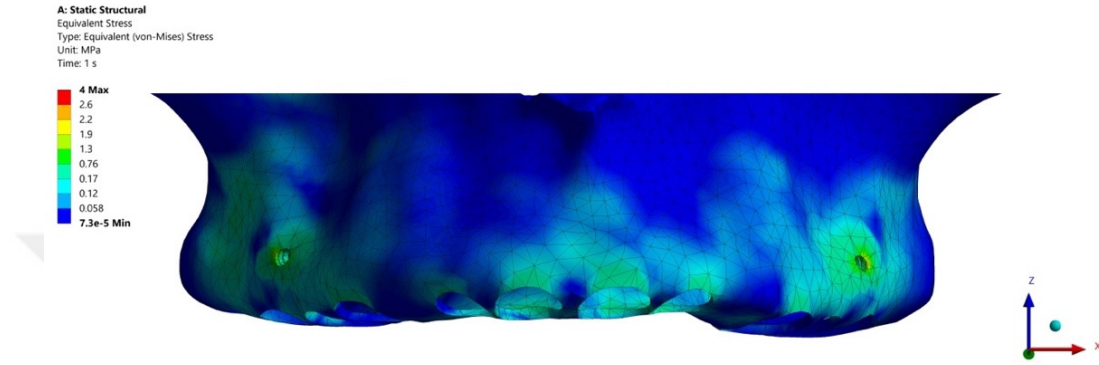


Şekil 4.32. Model 2.1'e ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Z eksenini üzerinde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, yan kesici diş hariç tüm dişlerin krunları inferior yönde hareket etmiştir. Orta kesici ve yan kesici dişlerin kökleri superior yönde hareket etmiştir. Kanin, ikinci premolar ve birinci molar dişlerin kök uçları inferior yönde hareket etmiştir. Yan kesici diş hariç tüm dişlerde ekstrüzyon meydana gelmiştir. Maksimum yer değiştirme orta kesici dişin kesici kenarında inferior yönde meydana gelmiştir. Yan kesici dişte intrüzyon hareketi meydana gelirken, geriye kalan tüm dişlerde ekstrüzyon hareketi meydana gelmiştir.

4.5.4. Model 2.1'e Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

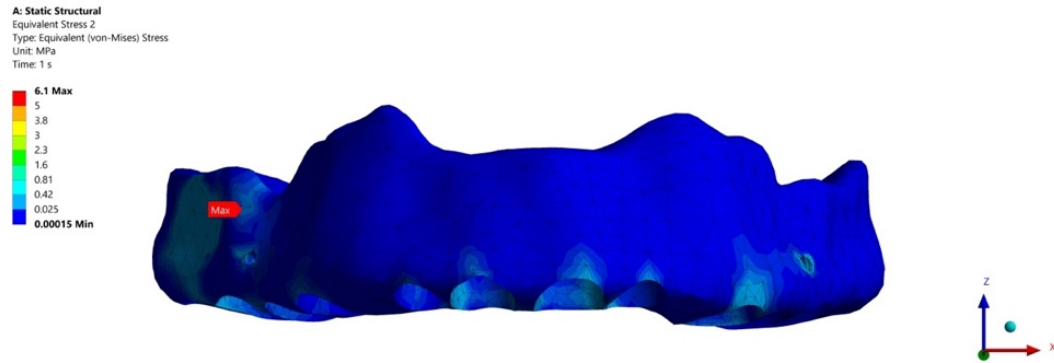
Model 2.1'e uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.33'te gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın giriş yerinde 4 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.33. Model 2.1'e ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.5.5. Model 2.1'e Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

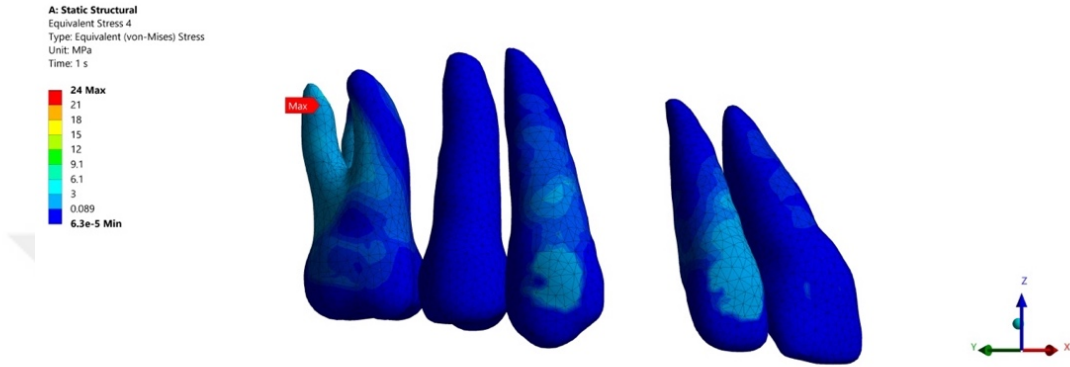
Model 2.1'e uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.34'te gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın uç kısmındaki komşu kemik alanlarında 6.1 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.34. Model 2.1'e ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.5.6. Model 2.1'e Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı

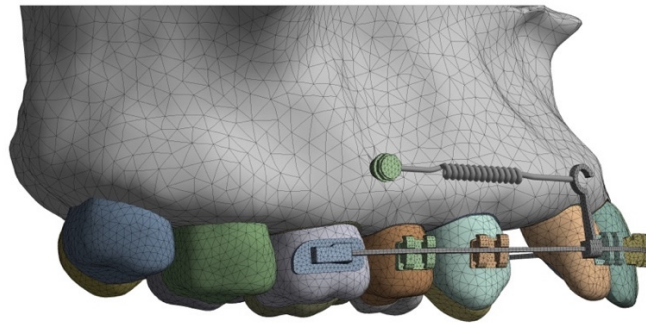
Model 2.1'e uygulanan kuvvet sonucunda dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.35'te gösterilmiştir. Maksimum stres birinci molar dişin distobukkal kökünde 24 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.35. Model 2.1'e ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler

4.6. Model 2.2'ye Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri

Keser konsolidasyonu grubunda mesh yapısı oluşturulmuş olan modelde interradiküler mini vida ankracı ile 6 mm'lik güç koluna 150gr retraksiyon kuvveti uygulanmış ve elde edilen veriler değerlendirilmiştir (Şekil 4.36).



Şekil 4.36. Model 2.2'ye ait kuvvet doğrultusu

Model 2.2'ye ait X, Y, Z eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4.6'da verilmiştir.

Tablo 4.6. Model 2.2'ye ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)

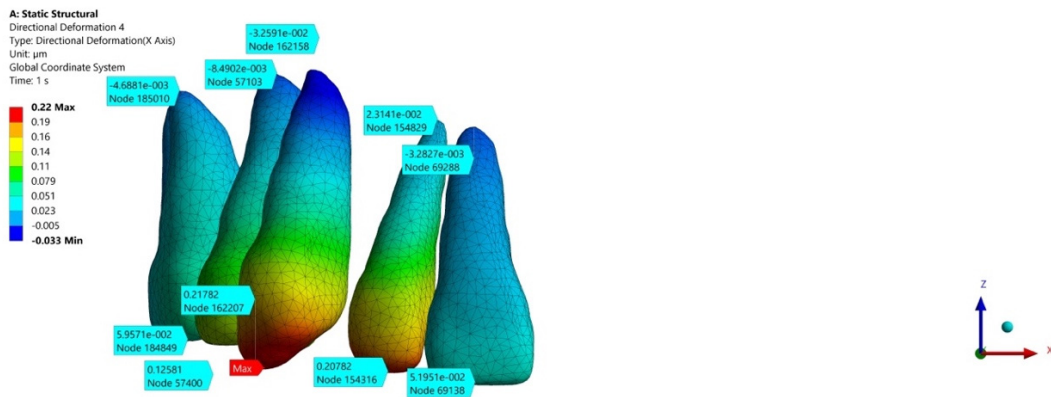
	X eksen	Y Eksen	Z Eksen
11 kesici kenar	5.1951e-002	0.54614	-0.24292
11 apikal	-3.2827e-003	-1.1843e-002	3.6672e-002
12 kesici kenar	0.20782	0.19107	6.5275e-002
12 apikal	2.3141e-002	9.7552e-002	0.12976
13 tüberköl tepesi	0.21782	0.22505	-0.15747
13 apikal	-3.2591e-002	-1.7923e-002	-1.7745e-003
15 tüberköl tepesi	0.12581	0.10079	-6.7276e-002
15 apikal	-8.4902e-003	-3.8091e-003	-1.0314e-002
16 tüberköl tepesi	5.9571e-002	-6.0605e-002	1.4185e-002
16 apikal	-4.6881e-003	-1.1725e-002	2.4382e-003

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.6.1. Model 2.2'ye Ait X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

X eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.6'da verilmiştir.

Model 2.2'ye ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre şekil 4.37'de gösterilmiştir.

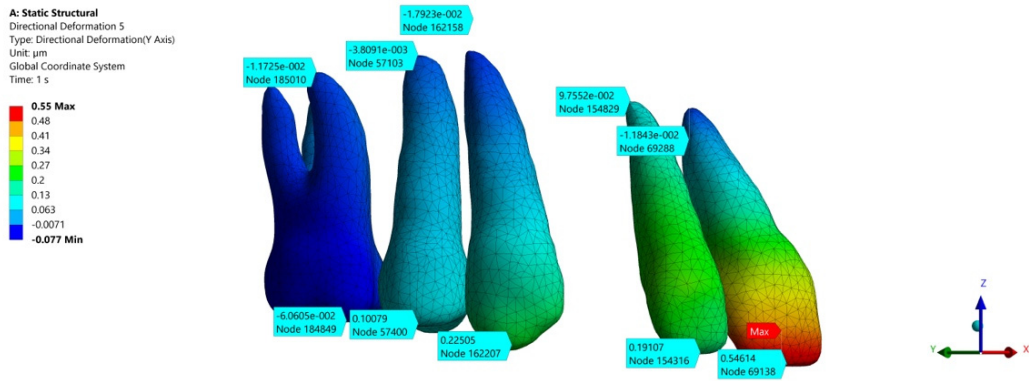


şekil 4.37. Model 2.2'ye ait X eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede; orta kesici ve yan kesici dişlerinin kuronları mezial yönde hareket ederken orta kesici dişin kökü distal yönde ve yan kesici dişin kökü mezial yönde hareket etmiştir. Posterior bölgede kanin, ikinci premolar ve birinci molar dişlerinin kuronları palatinal yönde, kök uçları ise bukkal yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme kanin dişinin kuronunda palatinal yönde meydana gelmiştir. Yan kesici dişte kontrollü devrilme hareketi meydana gelirken, geriye kalan tüm dişlerde kontrolsüz devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.6.2. Model 2.2'ye Ait Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Y eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.6'da verilmiştir. Model 2.2'ye ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.38'de gösterilmiştir.



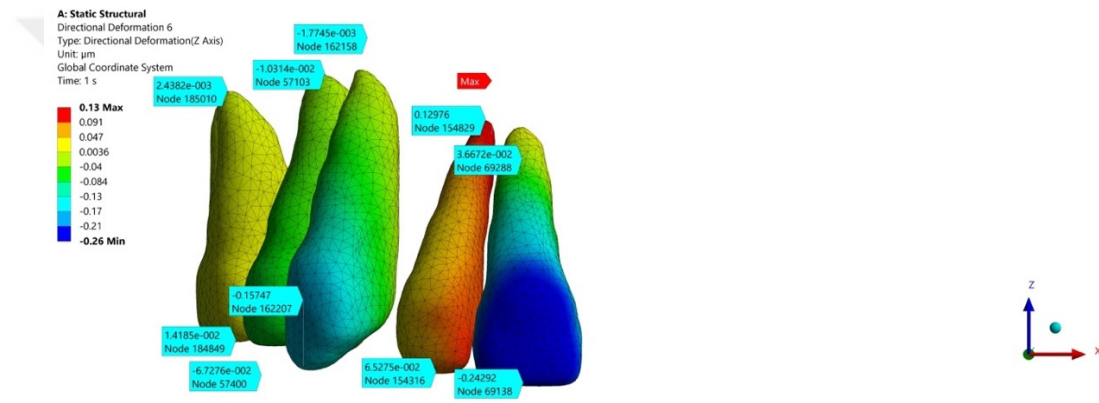
Şekil 4.38. Model 2.2'ye ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede orta kesici ve yan kesici dişlerinin kuronları palatinal yönde doğru yer değiştirirken, orta kesici dişin kök ucu bukkale doğru ve yan kesici dişin kök ucu ise palatinal yönde doğru yer değiştirmiştir. Posterior bölgede, kanin ve ikinci premolar dişlerinin kuronları distal yönde yer değiştirirken, kök uçları mezial yönde yer değiştirmiştir.

Birinci molar dişin kuron ve kök ucu mezial yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme orta kesici dişin kuronunda palatinal yönde meydana gelmiştir. Yan kesici ve birinci molar dişlerde kontrollü devrilme hareketi meydana gelirken, orta kesici, kanin ve ikinci premolar dişlerde kontrolsüz devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.6.3. Model 2.2'ye Ait Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Z eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.6'da verilmiştir. Model 2.2'ye ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre şekil 4.39'da gösterilmiştir.

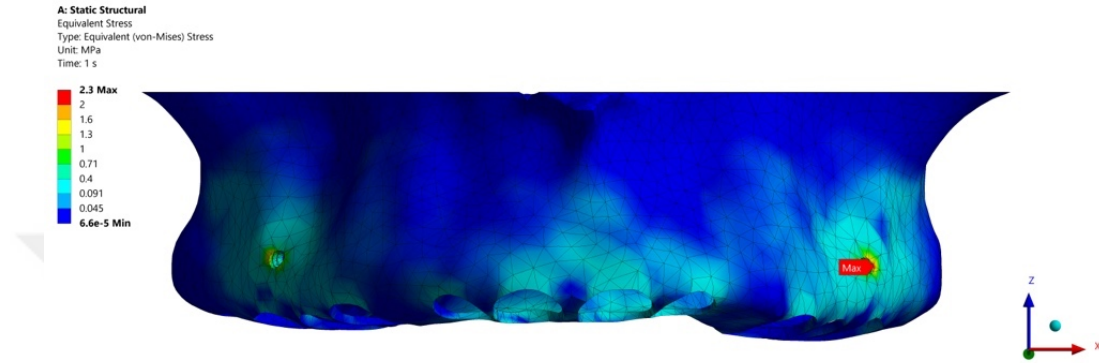


şekil 4.39. Model 2.2'ye ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Z eksenini üzerinde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, yan kesici ve birinci molar dişler hariç tüm dişlerin kuronları inferior yönde hareket etmiştir. Orta kesici, yan kesici ve birinci molar dişlerin kök uçları superior yönde hareket etmiştir. Kanin dişinin kök ucu inferior yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme orta kesici dişin kuronunda inferior yönde meydana gelmiştir. Yan kesici, birinci molar dişlerde intrüzyon hareketi meydana gelirken, orta kesici, kanin ve ikinci premolar dişlerde ekstrüzyon hareketi meydana gelmiştir.

4.6.4. Model 2.2'ye Ait Kortikal Kemikte Von Mises Stres Dağılımı

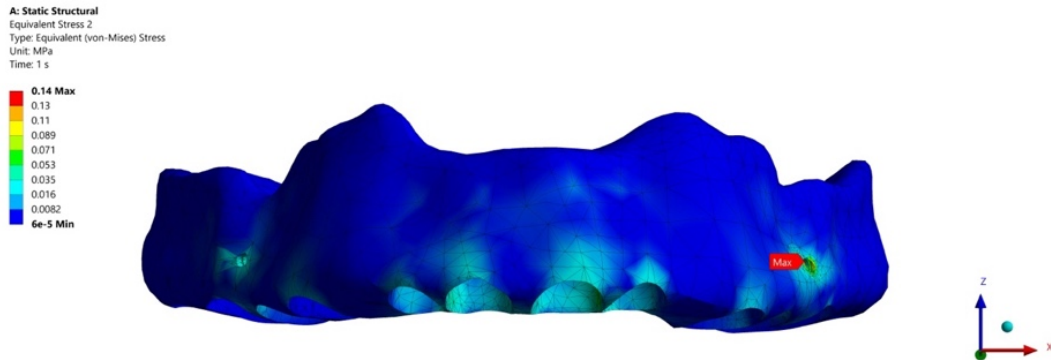
Model 2.2'ye uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.40'ta gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın giriş yerinde 2.3 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.40. Model 2.2'ye ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.6.5. Model 2.2'ye Ait Trabeküler Kemikte Von Mises Stres Dağılımı

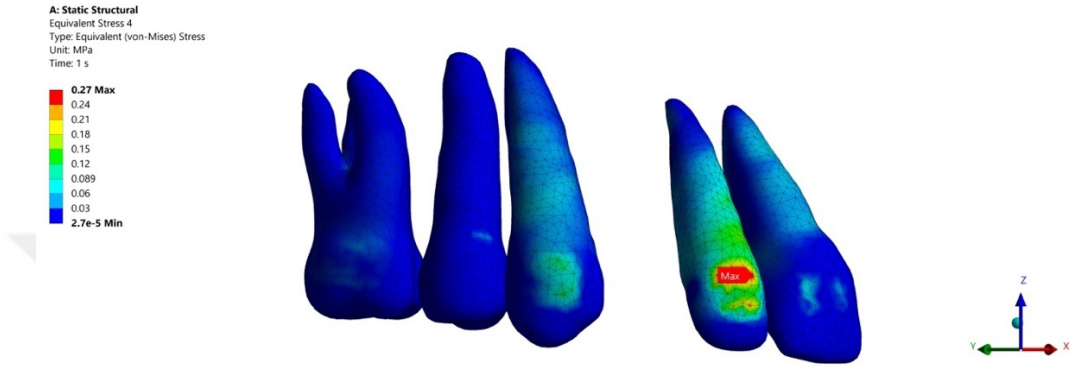
Model 2.2'ye uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.41'de gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın giriş yerindeki komşu kemik alanlarında 0.14 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.41. Model 2.2'ye ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.6.6. Model 2.2'ye Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı

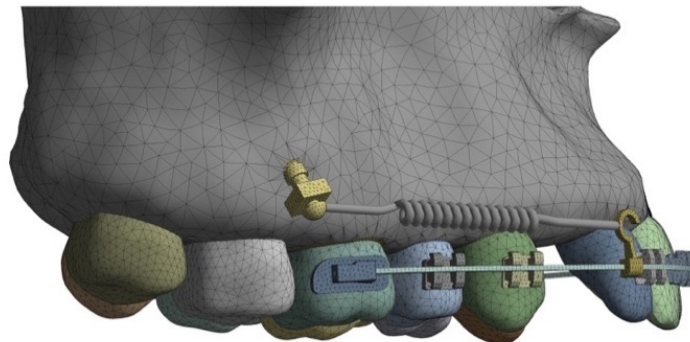
Model 2.2'ye uygulanan kuvvet sonucunda dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.42'de gösterilmiştir. Maksimum stres yankesici dişin krununun vestibülünde 0.27 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.42. Model 2.2'ye ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler

4.7. Model 2.3'e Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri

Keser konsolidasyonu grubunda mesh yapısı oluşturulmuş olan modelde infrazigomatik mini vida ankrajı ile 3 mm'lik güç koluna 150gr retraksiyon kuvveti uygulanmış ve elde edilen veriler değerlendirilmiştir (Şekil 4.43).



Şekil 4.43. Model 2.3'e ait kuvvet doğrultusu

Model 2.3'e ait X, Y, Z eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4.7'de verilmiştir.

Tablo 4.7. Model 2.3'e ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)

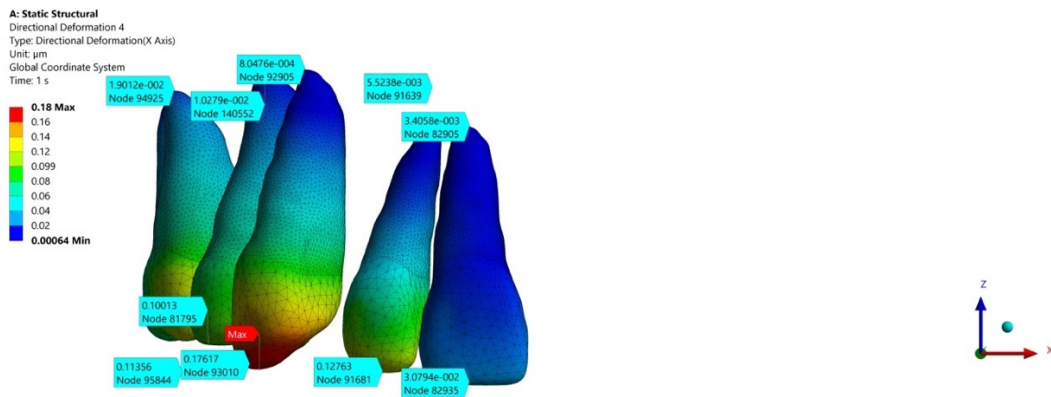
	X eksen	Y Eksen	Z Eksen
11 kesici kenar	3.0794e-002	0.38262	-0.17642
11 apikal	3.4058e-003	2.78e-002	3.2946e-004
12 kesici kenar	0.12763	0.16411	-4.6516e-002
12 apikal	5.5238e-003	3.6902e-002	2.5202e-002
13 tüberköl tepesi	0.17617	0.2589	-0.14501
13 apikal	8.0476e-004	1.6772e-003	2.5264e-003
15 tüberköl tepesi	0.10013	8.7708e-002	-4.1115e-002
15 apikal	1.0279e-002	3.662e-003	1.7748e-003
16 tüberköl tepesi	0.11356	-3.2362e-002	-2.692e-003
16 apikal	1.9012e-002	-9.0607e-003	-1.1654e-00

**11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini
16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.7.1. Model 2.3'e Ait X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

X eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.7'de verilmiştir.

Model 2.3'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre şekil 4.44'te gösterilmiştir.

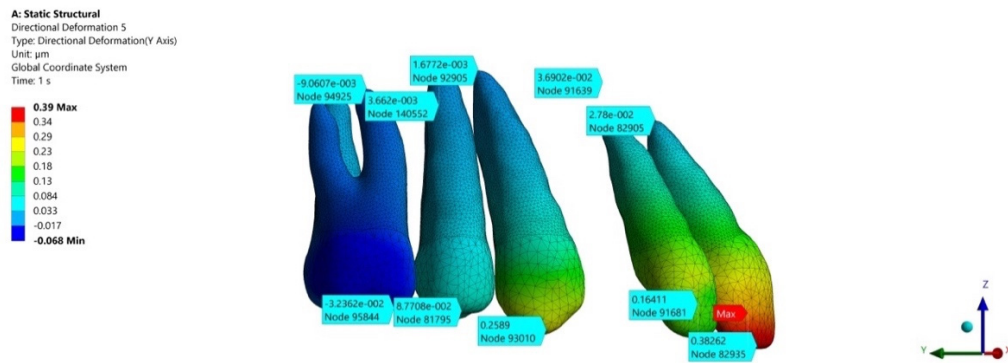


şekil 4.44. Model 2.3'e ait X eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede; orta kesici ve yan kesici dişlerinin krun ve kök uçları mezial yönde hareket etmiştir. Posterior bölgede kanin, ikinci premolar ve birinci molar dişlerinin krun ve kökleri palatinal yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme kanin dişinin krununda palatinal yönde meydana gelmiştir. Tüm dişlerde kontrollü devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.7.2. Model 2.3'e Ait Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Y eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.7'de verilmiştir. Model 2.3'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.45'te gösterilmiştir.



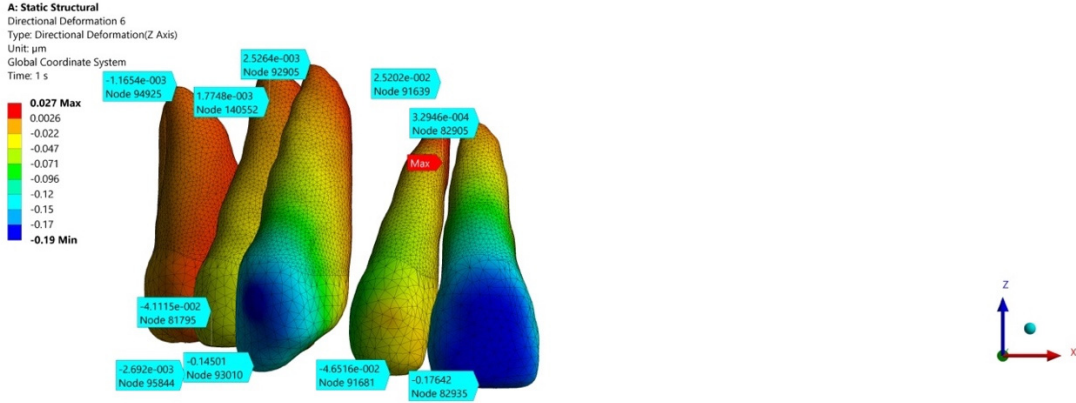
Şekil 4.45. Model 2.3'e ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede; orta kesici, yan kesici dişlerin krun ve kök uçları palatinal yönde hareket etmiştir. Posterior bölgede; kanin ve ikinci premolar dişlerin krun ve kökleri distal yönde yer değiştirmiştir. Birinci molar dişin krun ve kök ucu mezial yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme orta kesici dişin krununda palatinal yönde meydana gelmiştir. Tüm dişlerde kontrollü devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.7.3. Model 2.3'e Ait Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Z eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.7'de verilmiştir.

Model 2.3'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.46'da gösterilmiştir.

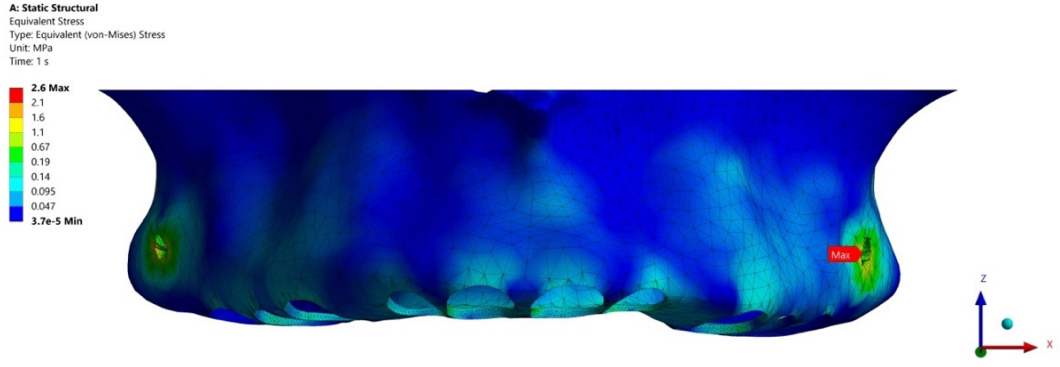


Şekil 4.46. Model 2.3'e ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Z eksenini üzerinde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, tüm dişlerin kuronları inferior yönde hareket etmiştir. Orta kesici, yan kesici, kanin, ikinci premolar dişlerin kök uçları superior yönde hareket ederken, birinci molar dişin kök ucu inferior yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme orta kesici dişin kuronunda inferior yönde meydana gelmiştir. Tüm dişlerde ekstrüzyon hareketi meydana gelmiştir.

4.7.4. Model 2.3'e Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

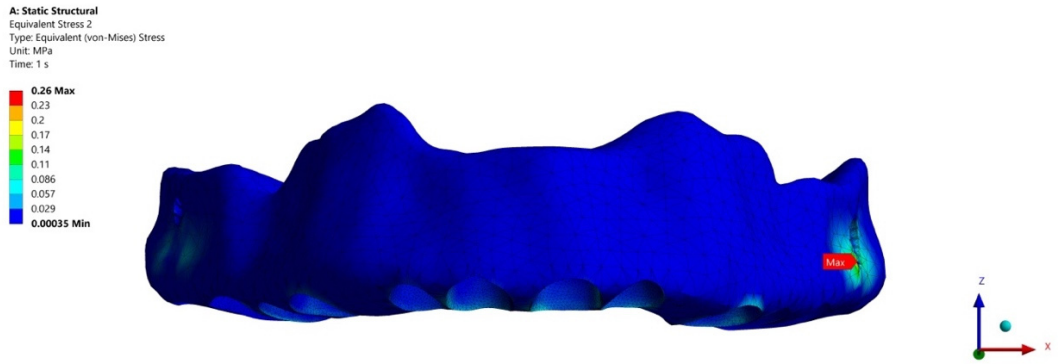
Model 2.3'e uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.47'de gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın giriş yerinde 2.6 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.47. Model 2.3'e ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.7.5. Model 2.3'e Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

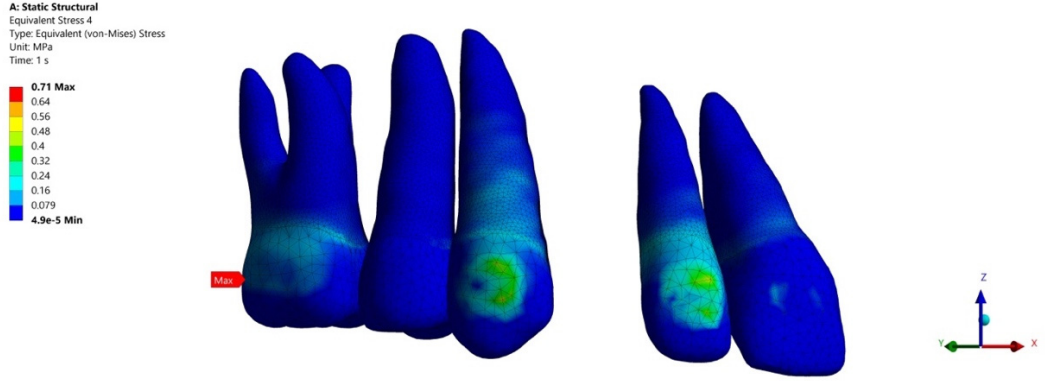
Model 2.3'e uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.48'de gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın giriş yerindeki komşu kemik alanlarında 0.26 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.48. Model 2.3'e ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.7.6. Model 2.3'e Ait Dişlerdeki Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

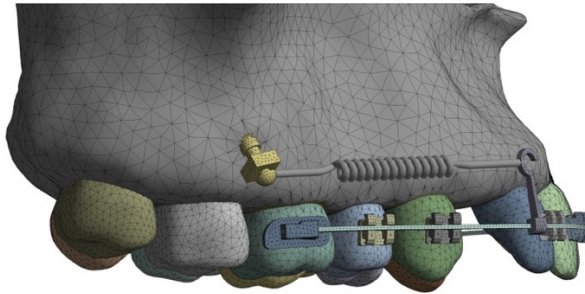
Model 2.3'e uygulanan kuvvet sonucunda dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.49'de gösterilmiştir. Maksimum stres birinci molar dişin kuronunun distalinde 0.71 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.49. Model 2.3'e ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler

4.8. Model 2.4'e Ait Dişlerin Yer Değiştirme Verileri

Keser konsolidasyonu grubunda mesh yapısı oluşturulmuş olan modelde infrazigomatik mini vida ankrajı ile 6 mm'lik güç koluna 150gr retraksiyon kuvveti uygulanmış ve elde edilen veriler değerlendirilmiştir (Şekil 4.50).



Şekil 4.50. Model 2.4'e ait kuvvet doğrultusu

Model 2.4'e ait X, Y, Z eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4.8'de verilmiştir.

Tablo 4.8. Model 2.4'e ait dişlerin X, Y, Z eksenlerindeki yer değiştirme verileri (mm)

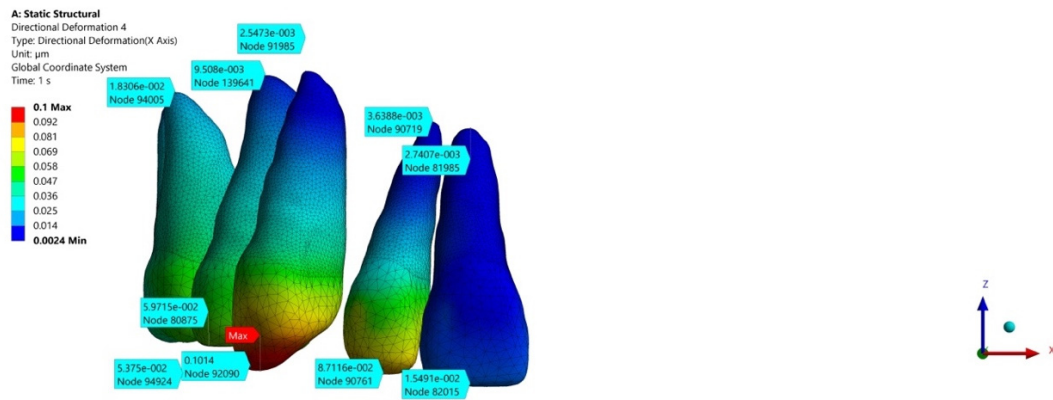
	X eksen	Y Eksen	Z Eksen
11 kesici kenar	1.5492e-002	0.25804	-0.11916
11 apikal	2.7407e-003	1.9088e-002	-3.991e-004
12 kesici kenar	8.7116e-002	0.12601	-3.8837e-002
12 apikal	3.6388e-003	2.5042e-002	1.6923e-002
13 tüberköl tepesi	0.1014	0.13852	-7.7108e-002
13 apikal	2.5473e-003	3.5993e-003	2.5535e-003
15 tüberköl tepesi	5.9715e-002	5.7432e-002	-2.4795e-002
15 apikal	9.508e-003	4.9775e-003	1.3347e-003
16 tüberköl tepesi	5.375e-002	3.0866e-003	-3.786e-003
16 apikal	1.8306e-002	-5.2908e-003	5.7392e-004

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.8.1. Model 2.4'e Ait X Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

X eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.8'de verilmiştir.

Model 2.4'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre şekil 4.51'de gösterilmiştir.

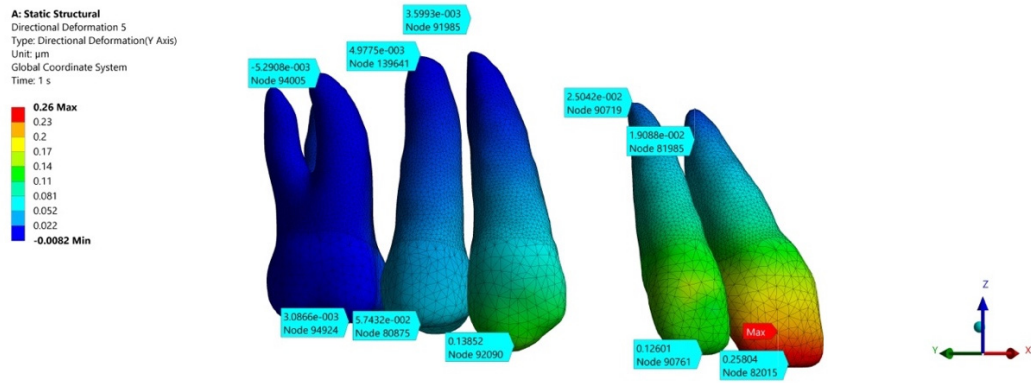


şekil 4.51. Model 2.4'e ait X eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde X ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede; orta kesici ve yan kesici dişlerinin kuron ve kök uçları mezial yönde hareket etmiştir. Posterior bölgede kanin, ikinci premolar ve birinci molar dişlerinin kuron ve kökleri palatinal yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme kanin dişinin kuronunda palatinal yönde meydana gelmiştir. Tüm dişlerde kontrollü devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.8.2. Model 2.4'e Ait Y Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Y eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.8'de verilmiştir. Model 2.4'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.52'de gösterilmiştir.



Şekil 4.52. Model 2.4'e ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri

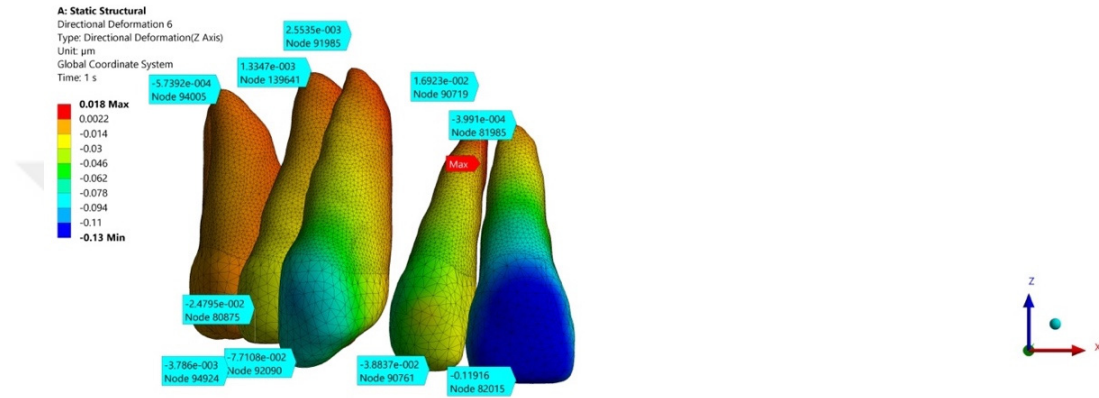
Dişlerde Y ekseninde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, anterior bölgede; orta kesici, yan kesici dişlerin kuron ve kök uçları palatinal yönde hareket etmiştir. Posterior bölgede; kanin ve ikinci premolar dişlerin kuron ve kökleri distal yönde yer değiştirmiştir. Birinci molar dişin kuronu distal yönde ve kök ucu ise mezial yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme orta kesici dişin kuronunda palatinal yönde meydana gelmiştir. Birinci molar dişte kontrolsüz devrilme hareketi

meydana gelirken, geriye kalan tüm dişlerde kontrollü devrilme hareketi meydana gelmiştir.

4.8.3. Model 2.4'e Ait Z Eksenindeki Yer Değiştirme Verileri

Y eksenindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak Tablo 4.8'de verilmiştir.

Model 2.4'e ait yer değiştirme verileri renk kodlarına göre Şekil 4.53'te gösterilmiştir.

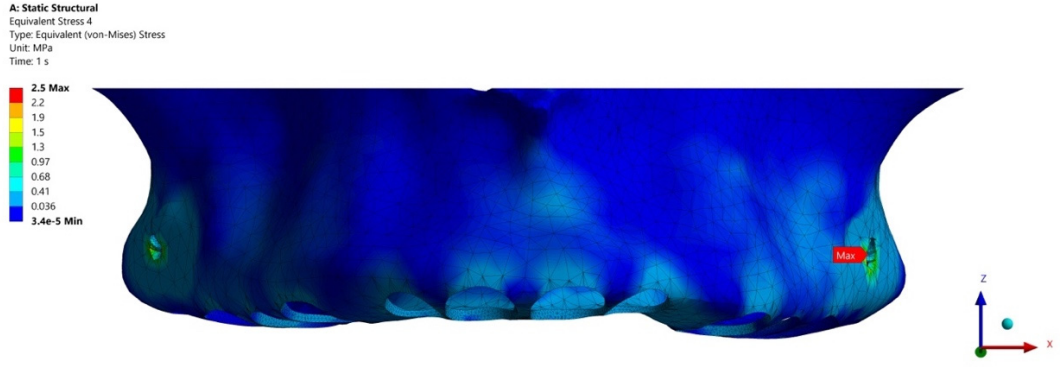


Şekil 4.53. Model 2.4'e ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri

Dişlerde Z eksenini üzerinde meydana gelen yer değiştirme verileri incelendiğinde, tüm dişlerin kuronları inferior yönde hareket etmiştir. Orta kesici ve birinci molar dişlerin kök uçları inferior yönde hareket ederken, yan kesici, kanin ve ikinci premolar dişlerin kök uçları superior yönde hareket etmiştir. Maksimum yer değiştirme orta kesici dişin kuronunda inferior yönde meydana gelmiştir. Tüm dişlerde ekstrüzyon hareketi meydana gelmiştir.

4.8.4. Model 2.4'e Ait Kortikal Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

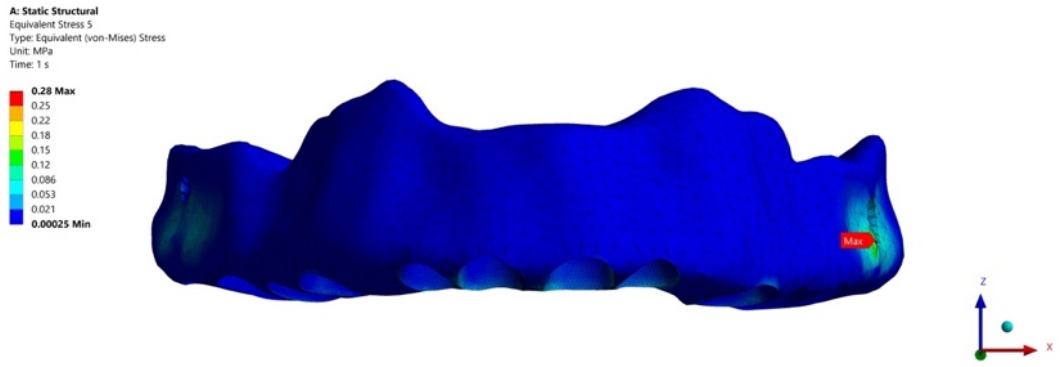
Model 2.4'e uygulanan kuvvet sonucunda kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.54'te gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın giriş yerinde 2.5 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.54. Model 2.4'e ait kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.8.5. Model 2.4'e Ait Trabeküler Kemikteki Von Mises Stres Dağılımı

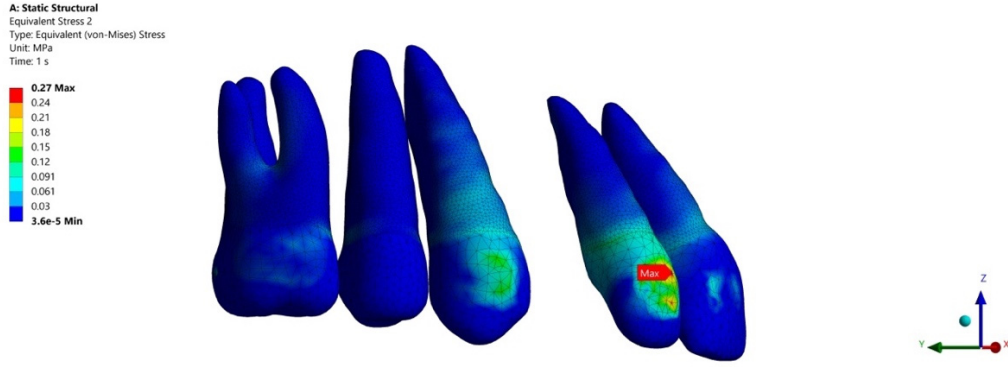
Model 2.4'e uygulanan kuvvet sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.55'te gösterilmiştir. Maksimum stres mini vidanın giriş yerindeki komşu kemik alanlarında 0.28 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.55. Model 2.4'e ait trabeküler kemikte meydana gelen von Mises gerilmeler

4.8.6. Model 2.4'e Ait Dişlerdeki Von Mises Stres Dağılımı

Model 2.3'e uygulanan kuvvet sonucunda dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler Şekil 4.56'da gösterilmiştir. Maksimum stres yan kesici dişin kuronunun vestibül yüzeyinde 0.27 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.56. Model 2.4'e ait dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeler

4.9. En Masse Retraksiyonu Grubu Model 1.1 ve Model 1.2'ye Ait Bulguların Karşılaştırılması

Çalışmamızda, "en masse retraksiyonu" grubundaki model 1.1 ve model 1.2'ye ait diş hareketi analiz sonuçları X, Y ve Z eksenlerinde kıyaslanmıştır. İnterradiküler mini vida kullanılan iki modelde 3 mm'den 6 mm'ye çıkarılan hook yüksekliğinin diş hareketine olan etkileri değerlendirilmiştir.

4.9.1. X Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 1.1 ve model 1.2'ye ait X eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.9'da verilmiştir. Hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte, orta kesici dişin kuronunda hareket miktarı azalırken, kök ucundaki hareket zıt yönde artmıştır. Bu dişteki hareket kontrollü devrilme hareketinden kontrolsüz devrilme hareketine dönüşmüştür. Yan kesici dişte translasyon hareketine yakın olan hareket kontrollü devrilme hareketine dönüşmüştür. Kanin, ikinci premolar ve birinci molar dişlerde devrilme miktarı azalmıştır.

Tablo 4.9. Model 1.1 ve Model 1.2'ye ait X eksenı kıyaslama verileri (mm)

	Model 1.1 X eksenı verileri	Model 1.2 X eksenı verileri
11 kesici kenar	0.16737	9.7909e-002
11 apikal	5.7076e-004	-2.0107e-003
12 kesici kenar	7.8346e-002	0.15286
12 apikal	5.1908e-002	1.0848e-002
13 tüberkül tepesi	0.68905	0.35643
13 apikal	-0.11088	-5.111e-002
15 tüberkül tepesi	0.21109	0.14845
15 apikal	-4.4049e-003	-4.744e-003
16 tüberkül tepesi	0.27998	0.14574
16 apikal	-2.0321e-002	-1.3665e-002

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.9.2. Y Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 1.1 ve model 1.2'ye ait Y eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.10'da verilmiştir. Hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte, yan kesici dişte meydana gelen devrilme miktarı artarken geriye kalan tüm dişlerde devrilme miktarı azalmıştır.

Tablo 4.10. Model 1.1 ve Model 1.2'ye ait Y eksenı kıyaslama verileri (mm)

	Model 1.1 Y eksenı verileri	Model 1.2 Y eksenı verileri
11 kesici kenar	1.0814	0.75928
11 apikal	-2.9381e-002	-2.1904e-002
12 kesici kenar	0.13504	0.22235
12 apikal	0.21931	7.4261e-002
13 tüberkül tepesi	0.84107	0.42784
13 apikal	-0.10705	-3.7847e-002
15 tüberkül tepesi	0.16149	0.1154
15 apikal	-2.1027e-002	-1.3599e-002
16 tüberkül tepesi	-0.22356	-9.4539e-002
16 apikal	-2.2794e-002	-2.5591e-002

*11: Üst orta kesici, 12: Üst yan kesici, 13: Üst kanin, 15: Üst ikinci premolar, 16: Üst birinci molar

4.9.3. Z Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 1.1 ve model 1.2'ye ait Z eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.11'de verilmiştir. Hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte, orta kesici, kanin ve ikinci premolar dişlerde ekstrüzyon meydana gelen ekstrüzyon miktarı azalmıştır. Yan kesici dişte intrüzyon hareketi ekstrüzyon hareketine dönüşmüştür. Birinci molar dişte meydana gelen intrüzyon miktarı azalmıştır.

Tablo 4.11. Model 1.1 ve Model 1.2'ye ait Z eksenini kıyaslama verileri (mm)

	Model 1.1 Z eksenini verileri	Model 1.2 Z eksenini verileri
11 kesici kenar	-0.44311	-0.3136
11 apikal	7.0649e-002	4.2794e-002
12 kesici kenar	0.32395	-2.3904e-003
12 apikal	0.24078	9.2928e-002
13 tüberkül tepesi	-0.55106	-0.2423
13 apikal	-1.4799e-002	1.7605e-002
15 tüberkül tepesi	-9.1874e-002	-7.1307e-002
15 apikal	-1.7544e-002	-1.7401e-002
16 tüberkül tepesi	1.5292e-002	3.7159e-004
16 apikal	-1.1182e-002	-1.0515e-002

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.10. En Masse Retraksiyonu Grubu Model 1.3 ve Model 1.4'e Ait Bulguların

Karşılaştırılması

Çalışmamızda, "en masse retraksiyonu" grubundaki model 1.3 ve model 1.4'e ait diş hareketi analiz sonuçları X, Y ve Z eksenlerinde kıyaslanmıştır. İnfrazigomatik mini vida kullanılan iki modelde 3 mm'den 6 mm'ye çıkarılan hook yüksekliğinin diş hareketine olan etkileri karşılaştırılmıştır.

4.10.1. X Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 1.3 ve model 1.4'e ait X eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.12'de verilmiştir. Hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte, yan kesici dişte devrilme miktarı artarken geriye kalan tüm dişlerde devrilme miktarı azalmıştır.

Tablo 4.12. Model 1.3 ve Model 1.4'e ait X eksenini kıyaslama verileri (mm)

	Model 1.3 X eksenini verileri	Model 1.4 X eksenini verileri
11 kesici kenar	6.9052e-002	3.2703e-002
11 apikal	7.4471e-003	4.9855e-003
12 kesici kenar	4.0443e-002	4.6568e-002
12 apikal	2.9741e-003	2.7667e-003
13 tüberkül tepesi	0.31874	0.17829
13 apikal	-1.3123e-002	-6.2086e-003
15 tüberkül tepesi	0.13773	8.534e-002
15 apikal	1.1138e-002	1.0682e-002
16 tüberkül tepesi	0.17151	9.905e-002
16 apikal	1.685e-002	1.7301e-002

*11: Üst orta kesici, 12: Üst yan kesici, 13: Üst kanin, 15: Üst ikinci premolar, 16: Üst birinci molar

4.10.2. Y Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 1.3 ve model 1.4'e ait Y eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.13'te verilmiştir. Hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte, tüm dişlerde meydana gelen devrilme miktarı azalmıştır.

Tablo 4.13. Model 1.3 ve Model 1.4’e ait Y eksenli kıyaslama verileri (mm)

	Model 1.3 Y eksenli verileri	Model 1.4 Y eksenli verileri
11 kesici kenar	0.52833	0.35598
11 apikal	4.1849e-002	2.7028e-002
12 kesici kenar	0.11803	0.14639
12 apikal	4.9667e-002	3.2557e-002
13 tüberkül tepesi	0.46545	0.26532
13 apikal	-1.6545e-003	2.2779e-003
15 tüberkül tepesi	9.6684e-002	6.7183e-002
15 apikal	7.1294e-003	7.5073e-003
16 tüberkül tepesi	-6.5287e-002	-2.0171e-002
16 apikal	-1.1549e-002	-7.5903e-003

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.10.3. Z Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 1.3 ve model 1.4’e ait Z eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.14’te verilmiştir. Hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte, orta kesici, kanin ve birinci premolar dişlerde meydana gelen ekstrüzyon miktarı azalmıştır. Yan kesici dişte intrüzyon hareketi ekstrüzyon hareketine dönüşmüştür. Birinci molar dişte meydana gelen ekstrüzyon miktarı artmıştır.

Tablo 4.14. Model 1.3 ve Model 1.4'ye ait Z eksenı kıyaslama verileri (mm)

	Model 1.3 Z eksenı verileri	Model 1.4 Z eksenı verileri
11 kesici kenar	-0.22594	-0.15438
11 apikal	2.2459e-003	2.2742e-004
12 kesici kenar	1.3254e-002	-3.5023e-002
12 apikal	2.9615e-002	1.9092e-002
13 tüberkül tepesi	-0.25978	-0.13985
13 apikal	4.5307e-003	6.0311e-003
15 tüberkül tepesi	-4.2746e-002	-2.6535e-002
15 apikal	8.5821e-003	5.7176e-003
16 tüberkül tepesi	-4.9738e-003	-6.2062e-003
16 apikal	-1.4378e-003	-1.4485e-003

**11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini
16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.11. Keser Konsolidasyonu Grubu Model 2.1 ve Model 2.2'ye Ait Bulguların

Karşılaştırılması

Çalışmamızda, "Keser Konsolidasyonu" grubundaki model 2.1 ve model 2.2'ye ait diş hareketi analiz sonuçları X, Y ve Z eksenlerinde kıyaslanmıştır. İnterradiküler mini vida kullanılan iki modelde 3 mm'den 6 mm'ye çıkarılan hook yüksekliğinin diş hareketine olan etkileri karşılaştırılmıştır.

4.11.1. X Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 2.1 ve model 2.2'ye ait X eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.15'te verilmiştir. Hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte, tüm dişlerde meydana gelen devrilme miktarı azalmıştır.

Tablo 4.15. Model 2.1 ve Model 2.2'ye ait X eksenli kıyaslama verileri (mm)

	Model 2.1 X eksenli verileri	Model 2.2 X eksenli verileri
11 kesici kenar	0.10229	5.1951e-002
11 apikal	-1.2691e-002	-3.2827e-003
12 kesici kenar	0.36904	0.20782
12 apikal	2.8413e-002	2.3141e-002
13 tüberkül tepesi	0.3784	0.21782
13 apikal	-7.5198e-002	-3.2591e-002
15 tüberkül tepesi	0.21513	0.12581
15 apikal	-3.9413e-002	-8.4902e-003
16 tüberkül tepesi	0.33552	5.9571e-002
16 apikal	-7.7282e-002	-4.6881e-003

**11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini
16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.11.2. Y Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 2.1 ve model 2.2'ye ait Y eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.16'da verilmiştir. Hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte, ikinci premolar dişte meydana gelen devrilme miktarı tüm dişlerde meydana gelen devrilme miktarı azalmıştır.

Tablo 4.16. Model 2.1 ve Model 2.2'ye ait Y eksenli kıyaslama verileri (mm)

	Model 2.1 Y eksenli verileri	Model 2.2 Y eksenli verileri
11 kesici kenar	0.82026	0.54614
11 apikal	-2.0838e-002	-1.1843e-002
12 kesici kenar	0.32981	0.19107
12 apikal	0.13295	9.7552e-002
13 tüberkül tepesi	0.44827	0.22505
13 apikal	-4.6296e-002	-1.7923e-002
15 tüberkül tepesi	0.10051	0.10079
15 apikal	4.8159e-004	-3.8091e-003
16 tüberkül tepesi	-0.21878	-6.0605e-002
16 apikal	0.11505	-1.1725e-002

*11: Üst orta kesici, 12: Üst yan kesici, 13: Üst kanin, 15: Üst ikinci premolar, 16: Üst birinci molar

4.11.3. Z Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 2.1 ve model 2.2'ye ait Z eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.17'de verilmiştir. Hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte, orta kesici, kanin, ikinci premolar dişlerde meydana gelen ekstrüzyon miktarı azalmıştır. Yan kesici dişte meydana gelen intrüzyon hareketi artmıştır. Birinci molar dişte oluşan ekstrüzyon hareketi intrüzyon hareketine dönüşmüştür.

Tablo 4.17. Model 2.1 ve Model 2.2'ye ait Z eksen kıyaslama verileri (mm)

	Model 2.1 Z eksen verileri	Model 2.2 Z eksen verileri
11 kesici kenar	-0.36958	-0.24292
11 apikal	5.2191e-002	3.6672e-002
12 kesici kenar	2.2785e-002	6.5275e-002
12 apikal	0.18154	0.12976
13 tüberkül tepesi	-0.29714	-0.15747
13 apikal	-1.1683e-002	-1.7745e-003
15 tüberkül tepesi	-0.10034	-6.7276e-002
15 apikal	-9.0353e-003	-1.0314e-002
16 tüberkül tepesi	-4.7412e-002	1.4185e-002
16 apikal	-5.1423e-002	2.4382e-003

*11: Üst orta kesici, 12: Üst yan kesici, 13: Üst kanin, 15: Üst ikinci premolar, 16: Üst birinci molar

4.12. Keser Konsolidasyonu Grubu Model 2.3 ve Model 2.4'e Ait Bulguların Karşılaştırılması

Çalışmamızda, "Keser Konsolidasyonu" grubundaki model 2.3 ve model 2.4'e ait diş hareketi analiz sonuçları X, Y ve Z eksenlerinde kıyaslanmıştır. İnfrazigomatik mini vida kullanılan iki modelde 3 mm'den 6 mm'ye çıkarılan hook yüksekliğinin diş hareketine olan etkileri karşılaştırılmıştır.

4.12.1. X Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 2.3 ve model 2.4'e ait X eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.18'de verilmiştir. Hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte, tüm dişlerde meydana gelen devrilme miktarı azalmıştır.

Tablo 4.18. Model 2.3 ve Model 2.4'e ait X eksenli kıyaslama verileri (mm)

	Model 2.3 X eksenli verileri	Model 2.4 X eksenli verileri
11 kesici kenar	3.0794e-002	1.5492e-002
11 apikal	3.4058e-003	2.7407e-003
12 kesici kenar	0.12763	8.7116e-002
12 apikal	5.5238e-003	3.6388e-003
13 tüberkül tepesi	0.17617	0.1014
13 apikal	8.0476e-004	2.5473e-003
15 tüberkül tepesi	0.10013	5.9715e-002
15 apikal	1.0279e-002	9.508e-003
16 tüberkül tepesi	0.11356	5.375e-002
16 apikal	1.9012e-002	1.8306e-002

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.12.2. Y Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 2.3 ve model 2.4'e ait Y eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.19'da verilmiştir. Hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte, tüm dişlerde meydana gelen devrilme miktarı azalmıştır.

Tablo 4.19. Model 2.3 ve Model 2.4’e ait Y eksenli kıyaslama verileri (mm)

	Model 2.3 Y eksenli verileri	Model 2.4 Y eksenli verileri
11 kesici kenar	0.38262	0.25804
11 apikal	2.78e-002	1.9088e-002
12 kesici kenar	0.16411	0.12601
12 apikal	3.6902e-002	2.5042e-002
13 tüberkül tepesi	0.2589	0.13852
13 apikal	1.6772e-003	3.5993e-003
15 tüberkül tepesi	8.7708e-002	5.7432e-002
15 apikal	3.662e-003	4.9775e-003
16 tüberkül tepesi	-3.2362e-002	3.0866e-003
16 apikal	-9.0607e-003	-5.2908e-003

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.12.3. Z Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 2.3 ve model 2.4’e ait Z eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.20’de verilmiştir. Hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte, birinci molar dişte meydana gelen ekstrüzyon miktarı artarken geriye kalan tüm dişlerde meydana gelen ekstrüzyon miktarı azalmıştır.

Tablo 4.20. Model 2.3 ve Model 2.4’e ait Z eksenli kıyaslama verileri (mm)

	Model 2.3 Z eksenli verileri	Model 2.4 Z eksenli verileri
11 kesici kenar	-0.17642	-0.11916
11 apikal	3.2946e-004	-3.991e-004
12 kesici kenar	-4.6516e-002	-3.8837e-002
12 apikal	2.5202e-002	1.6923e-002
13 tüberkül tepesi	-0.14501	-7.7108e-002
13 apikal	2.5264e-003	2.5535e-003
15 tüberkül tepesi	-4.1115e-002	-2.4795e-002
15 apikal	1.7748e-003	1.3347e-003
16 tüberkül tepesi	-2.692e-003	-3.786e-003
16 apikal	-1.1654e-00	-5.7392e-004

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.13. En masse Retraksiyonu ve Keser Konsolidasyonu Gruplarında Devrilme Miktarı Diğer Modellere Oranla Az Olan Model 1.4 ve Model 2.4’e Ait Bulguların Karşılaştırılması

Çalışmamızda en masse retraksiyonu grubunda devrilme miktarının diğer modellere kıyasla daha az olduğu infrazigomatik mini vida ankrajı ve 6 mm’lik hook kullanılan model 1.4 ile keser konsolidasyonu grubunda devrilme miktarının diğer modellere kıyasla daha az olduğu infrazigomatik mini vida ankrajı ve 6 mm’lik hook kullanılan model 2.4’ten elde edilen veriler X, Y ve Z eksenlerinde karşılaştırılmıştır.

4.13.1. X Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 1.4 ve model 2.4’e ait X eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.21’de verilmiştir. Yan kesici dişte devrilme miktarı keser konsolidasyonu grubunda en masse grubuna oranla daha fazla bulunurken, geriye kalan tüm dişlerde devrilme miktarı keser konsolidasyonu grubunda daha az olarak bulunmuştur.

Tablo 4.21. Model 1.4 ve Model 2.4'e ait X eksenli kıyaslama verileri (mm)

	Model 1.4 X eksenli verileri	Model 2.4 X eksenli verileri
11 kesici kenar	3.2703e-002	1.5492e-002
11 apikal	4.9855e-003	2.7407e-003
12 kesici kenar	4.6568e-002	8.7116e-002
12 apikal	2.7667e-003	3.6388e-003
13 tüberkül tepesi	0.17829	0.1014
13 apikal	-6.2086e-003	2.5473e-003
15 tüberkül tepesi	8.534e-002	5.9715e-002
15 apikal	1.0682e-002	9.508e-003
16 tüberkül tepesi	9.905e-002	5.375e-002
16 apikal	1.7301e-002	1.8306e-002

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

4.13.2. Y Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 1.4 ve model 2.4'e ait Y eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.22'de verilmiştir. Tüm dişlerde meydana gelen devrilme miktarı keser konsolidasyonu grubu model 2.4'te daha azdır.

Tablo 4.22. Model 1.4 ve Model 2.4'e ait Y eksenli kıyaslama verileri (mm)

	Model 1.4 Y eksenli verileri	Model 2.4 Y eksenli verileri
11 kesici kenar	0.35598	0.25804
11 apikal	2.7028e-002	1.9088e-002
12 kesici kenar	0.14639	0.12601
12 apikal	3.2557e-002	2.5042e-002
13 tüberkül tepesi	0.26532	0.13852
13 apikal	2.2779e-003	3.5993e-003
15 tüberkül tepesi	6.7183e-002	5.7432e-002
15 apikal	7.5073e-003	4.9775e-003
16 tüberkül tepesi	-2.0171e-002	3.0866e-003
16 apikal	-7.5903e-003	-5.2908e-003

*11: Üst orta kesici, 12: Üst yan kesici, 13: Üst kanin, 15: Üst ikinci premolar, 16: Üst birinci molar

4.13.3. Z Eksenindeki Verilerin Karşılaştırılması

Model 1.4 ve model 2.4'e ait Z eksenindeki kıyaslama verileri Tablo 4.23'te verilmiştir. Yan kesici dişteki ekstrüzyon miktarı keser konsolidasyonu grubu model 2.4'te daha fazla olarak bulunmuştur. Geriye kalan tüm dişlerde ekstrüzyon miktarı keser konsolidasyonu grubunda model 2.4'te daha azdır.

Tablo 4.23. Model 1.4 ve Model 2.4'e ait Z eksenli kıyaslama verileri (mm)

	Model 1.4 Z eksenli verileri	Model 2.4 Z eksenli verileri
11 kesici kenar	-0.15438	-0.11916
11 apikal	2.2742e-004	-3.991e-004
12 kesici kenar	-3.5023e-002	-3.8837e-002
12 apikal	1.9092e-002	1.6923e-002
13 tüberkül tepesi	-0.13985	-7.7108e-002
13 apikal	6.0311e-003	2.5535e-003
15 tüberkül tepesi	-2.6535e-002	-2.4795e-002
15 apikal	5.7176e-003	1.3347e-003
16 tüberkül tepesi	-6.2062e-003	-3.786e-003
16 apikal	-1.4485e-003	-5.7392e-004

*11: Üst orta kesici dişini, 12: Üst yan kesici dişini, 13: Üst kanin dişini, 15: Üst ikinci premolar, dişini 16: Üst birinci molar dişini göstermektedir.

5. TARTIŞMA

Ortodontik tedavide küçük azı dişlerinin çekimi ve anterior dişlerin retrakte edilmesi genellikle ön dişlerde belirgin bir protrüzyonun varlığı ile beraber güçlü bir estetik ihtiyacın olduğu durumlarda endikedir (Upadhyay ve ark., 2015, s. 117). Sınıf II divizyon 1 maloklüzyonlarda, kanin dişlerini Sınıf II ilişkiden Sınıf I ilişkiye getirerek alt ve üst keserler arasındaki artmış overjeti düzeltmek amacıyla maksiller birinci küçük azı dişlerinin çekimi sıklıkla uygulanmaktadır (Zaher ve Kassem, 2015, s.2).

Literatürde çekim boşluğunun kapatılması amacıyla anterior dişlerin retraksiyonu için kayma mekanikleri (Park ve Kwon, 2004), sürtünmesiz looplu retraksiyon mekanikleri (Chae, 2006) ve labial ve lingual ortodontik apareyler (Hong ve ark., 2005) gibi çeşitli ortodontik tedavi teknikleri kullanılmaktadır. Kayma mekanikleri ile çekim boşluğunun kapatılmasında iki farklı yöntem kullanılmaktadır: Öncelikle Kanin dişlerinin geriye doğru alınması ve bunu takiben 4 anterior dişin retraksiyonunu içeren iki aşamalı retraksiyon veya 4 anterior dişi ve kanin dişlerinin birlikte toplam 6 anterior dişin retraksiyonunun yapıldığı en masse retraksiyonu (Proffit, 2007, s.381).

Rizk ve ark. (2017) iki aşamalı retraksiyon ve en masse retraksiyonunun etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, mini vida ankrajı ile yapılan en masse retraksiyonunun geleneksel ankraj yöntemleri ile yapılan iki aşamalı retraksiyona kıyasla ankrajın korunmasında daha üstün olduğunu ve en masse retraksiyonunda boşlukların daha hızlı kapandığını bildirmişlerdir.

Al-Sibaie ve Hajeer (2014) çalışmalarında, orta ve şiddetli kesici diş protrüzyonu olan hastalarda mini implant ankrajına dayalı en masse retraksiyonun; sagital yöndeki diş hareketindeki değişiklikler, ankraj kaybı ve estetik açısından geleneksel ankrajı temel alan iki aşamalı retraksiyona kıyasla üstün sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

Sınıf II divizyon 1 maloklüzyonda veya Sınıf I bimaksiller protrüzyonun olduğu

vakalarda anterior dişleri retrakte ederken, posterior dişleri yerinde tutmak çok kritik hale geldiğinden dolayı ankraj kontrolü bu tedavilerde büyük önem taşımaktadır. Posterior dişlerdeki ankraj kaybı sadece sagittal yöndeki uyumsuzluğun düzeltilmesini tehlikeye atmakla kalmamakta, aynı zamanda yüzün genel dikey boyutunu da etkilemektedir. Mini implant destekli ankrajın uygulanması, estetik ve fonksiyonel hedefler için ankraj sorunlarını ortadan kaldırabilmektedir (Upadhyay ve ark., 2015, s. 117).

Ortodontistlerin karşılaştığı en büyük zorluklardan biri, dişlerin kuvvetlere ve momentlere verdiği tepkinin karmaşıklığını anlamak ve tahmin etmektir. Kuvvet sistemleri ile diş ve çevre dokularındaki stres dağılımı arasındaki ilişkiyi incelemek için birçok yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemlerden bazıları; sonlu elemanlar yöntemi, lazer holografik teknikleri, in vivo durumu temsil eden matematiksel modeller ve fotoelastik çalışmalardır. Bu tekniklerin her birinin kendine özgü avantajları ve dezavantajları vardır. Sonlu elemanlar yöntemi ile kuvvetlerin uygulama noktası, büyüklüğü ve yönü kolaylıkla değiştirilebilmektedir (Chetan ve ark., 2014).

Ortodontik kuvvetler altında diş ve dişi destekleyen dokularda meydana gelen reaksiyonları modelleyen çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi kuvvet yüklemesi altındaki dişlerde ve çevre dokularda oluşan stresleri ve yer değiştirmelerin değerlendirilmesine olanak tanıyan sayısal bir analiz metodudur. Bu yöntemde bir bütün yapı ayrıştırılarak elemanlara bölünmekte ve var olan problem her bir eleman için çözülerek bütün yapı ile ilgili bir cevaba ulaşılmaktadır (Geramy, 2002). Sonlu elemanlar yöntemi kolay uygulanabilir, uygun maliyetli ve az zaman alan güvenilir bir deneysel analizdir. FEM, sadece ortodonti bilimine yenilikler getirmekle kalmamış, aynı zamanda diş hekimliğinin ve tıp biliminin diğer alanlarında da önemli gelişmelere neden olmuştur. Sonlu elemanlar yöntemi diş hareketinin biyomekaniklerinin anlaşılmasına

yardımcı olmuştur. Sonlu elemanlar analizi kullanılarak daha yeni fikirler kolaylıkla ortaya atılabilmektedir (Singh ve ark., 2016).

21. yüzyılda modern teknoloji ve ilerlemeler, diş hekimlerini son derece riskli ve karmaşık prosedürleri güvenilir bir şekilde gerçekleştirmeye yöneltmektedir (Pritam ve ark., 2015). Diş hekimliğinde, özellikle biyomekanik ve biyomühendislik alanında yapılan çok sayıda araştırma ile sonlu elemanlar analizinin, diğer deneysel analizlere oranla daha uyarlanabilir olduğu, daha doğru sonuçların elde edildiği, daha kolay uygulanabilir olduğu ve daha az zaman alan bir yöntem olduğu kanıtlanmıştır. Bu teknik diş hekimliği alanında başka hiçbir teknikle elde edilmesi mümkün olmayan sonuçların elde edilmesini sağlamıştır (Shetty ve ark., 2010). Sonlu elemanlar yöntemi dentofasiyal yapıları simüle edebilmekte ve analiz edebilmektedir. Ortodonti alanındaki karmaşık klinik prosedürler için çalışılabilecek fiziksel gerçekliğin bir simülasyonunu oluşturabilmektedir. Ortodonti bilimi kuvvetler mekanizma etrafında döndüğünden FEM bu alandaki araştırmalar için en hassas araçlardan biri olabilmektedir. FEM, ortodontide farklı apareylerin biyolojik dokularda meydana getirdiği stres dağılım modelini incelemek için kullanılabilmekte ve klinisyenlerin çeşitli şekillerde çalışmasına ve planlama yapmasına yardımcı olabilmektedir (Pritam ve ark., 2015).

Sonlu elemanlar analizi yöntemi, ortodontik diş hareketinin simülasyonu ve ortodontik tedavi mekaniğinin optimizasyonu gibi alanlarda etkili bir yöntem olduğu birçok çalışmada kanıtlanmıştır:

Knop ve ark.'nın (2015) yapmış oldukları çalışmada; sonlu elemanlar yöntemi ile ortodontik diş hareketleri sırasında periodontal ligament ve alveol kemiğindeki stres dağılım alanları ve dişlerin yer değiştirme yönü hakkında bilgi alınabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca ortodontik apareylerin ideal konumunun ve kök rezorpsiyonlarının en muhtemel olduğu alanların belirlenmesinde etkili olduğunu ifade etmişlerdir. Diş

hareketi ile ilgili soruları cevaplamak ve aynı zamanda diğer deneysel yöntemlerin dezavantajlarını aşmak için kullanılan önemli bir deneysel araç olduğu sonucuna varmışlardır.

Ferçec ve ark. (2012) modern ortodontik tedavinin sayısal simülasyonu için 3 boyutlu bir sonlu elemanlar modelinin başarıyla kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Pritam ve ark.'nın (2015) yapmış oldukları çalışmada, sonlu elemanlar yönteminin ortodontistlerin çeşitli konularda analiz yapabileceği ve daha az zaman, para ve hayvan çalışma modellerinin kullanıldığı yeni bir araştırma yolu sağladığını ve ortodonti bilimi açısından özel bir yere sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Bouton ve ark. (2017) ortodontik diş hareketinin klinik simülasyonunu inceledikleri çalışmalarında sonlu elemanlar yönteminin, kuvvetlere maruz kalan yapılardaki (dişler, kemikler, bağlar) hareketlerin ve gerilim dağılımlarının analizi için tercih edilen araç olduğunu ve uzun vadede hastaya önerilen tedavi mekaniğinin önceden görselleştirilmesi için bir araç haline gelebileceğini bildirmişlerdir.

Likitmongkolsakul ve ark. (2018) yaptıkları çalışmalarında tomografi görüntülerinden alınan verilerle oluşturulan üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile ortodontik diş hareketinin simülasyonunun elde edilebileceği, bu tekniğin kabul edilebilir derecede doğruluk sağladığını ve FEM'den elde edilen diş hareketi sonucunun gerçek klinik diş hareketine benzer olduğunu bildirmişlerdir.

Bu bilgiler ışığında çalışmamızda üst keser retraksiyonu ve en-masse retraksiyonunda interradyiküler ve infrazigomatik mini vida ankrajı kullanımlarının biyomekanik etkileri ile diş hareketine olan etkilerini değerlendirmek amacıyla literatürde güvenilir ve başarılı sonuçların elde edildiği bildirilen bir metot olan sonlu elemanlar yöntemi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar yönteminde modellenecek olan anatomik yapılar ve

malzemelerin fiziksel özelliklerini belirleyen Young modülü ve Poisson oranlarının belirlenmesi oldukça önemlidir. Çalışmamızda literatür ile uyumlu olacak şekilde Young modülü ve Poisson oranları belirlenmiştir (Ahuja ve ark., 2018; Ammouy ve ark., 2019; Field ve ark., 2009; Jasmine ve ark., 2012; Xia ve ark., 2013).

Ortodontik diş hareketi için optimum kuvvet seviyelerinin, PDL'de kan damarlarındaki kan akımında minimal azalmayı sağlayacak, ancak hücresel aktiviteyi uyarmaya yetecek kadar yüksek olması gerekmektedir. Ağır ve sürekli kuvvetler hızla gelişen ağrıya, PDL içindeki hücresel elemanların nekrozuna ve dişe yakın alveolar kemiğin undermining rezorpsiyonuna neden olmaktadır. Daha hafif kuvvetler altında PDL içindeki hücreler zarar görmemekte ve frontal rezorpsiyon ile diş soketinin yeniden şekillenmesini sağlamaktadır. Ortodontik tedavilerde amaç, mümkün olduğunca fazla frontal rezorpsiyon yoluyla diş hareketi üretmektir (Proffit, 2019, s.250). Klinik olarak optimal kuvvet, periodontal dokulara zarar vermeyen ve hastanın rahatsızlık duymadığı en hızlı diş hareketini sağlayan kuvvet miktarıdır. Periodontal dokularda optimum biyolojik tepkiyi elde etmek için hafif ve devamlı kuvvet uygulanması önerilmektedir. İstenilen tedavi hedeflerine ulaşmada kuvvet sisteminin kontrolü kritik olduğundan, kuvvet seviyelerinin belirlenmesi ve sürdürülmesindeki doğruluk ortodontik diş hareketi açısından oldukça önemlidir (Burstone ve ark., 1995).

Bu konu üzerinde yapılan çalışmalarda; Upadhyay ve ark. (2008) mini implant kullanılarak en masse retraksiyonun etkilerini inceledikleri çalışmalarında sağ ve sol taraftan eşit olacak şekilde 150 gr kuvvet uygulamışlardır. Miles (2007) self ligating ve konvansiyonel braketlerin en masse retraksiyonunda boşluk kapatma oranına olan etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında retraksiyon için 150 gr kuvvet uygulamışlardır. Park ve ark. (2008) yaklaşık 150 ila 200 gramlık distalizasyon kuvvetini, maksillaya yapılan mini vidalardan, yan kesici dişler ile kanin dişi arasındaki güç koluna

nikel-titanyum (Ni-Ti) kapalı yaylarla uygulayarak en masse retraksiyonunu gerçekleştirmişlerdir. Hedayati ve Shomali (2016) en masse retraksiyonunu sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirdikleri çalışmalarında 150 gr kuvvet vektörleri ile retraksiyon işlemini gerçekleştirmişlerdir. Chetan ve ark. (2014) sonlu elemanlar yöntemini kullanarak dikey olarak dört farklı seviyeden maksiller lateral diş ve kanin arasındaki güç koluna 150 gr kuvvet uygulamışlardır.

Yapılan literatür taramasında en masse retraksiyonu için çeşitli ankraj yöntemlerinin kullanıldığı çalışmalarda uygulanan kuvvet oranının 150-200 gr arasında olduğu gözlenmektedir. Bu bilgileri değerlendirdiğimizde çalışmamızda 150 gramlık bir kuvvetin uygulanması uygun görülmüştür.

Ortodontistler uzun yıllardır etkili bir ankraj kontrolü sağlamak için çabalamışlardır. Ancak bu çabalar, Newton'un her etki için eşit ve zıt bir tepki olduğunu belirten üçüncü hareket yasası nedeniyle yalnızca kısmi bir başarıya ulaşmıştır. Bu sınırlamanın üstesinden gelmek için çeşitli ağız dışı ankraj apareyleri tasarlanmıştır. Ancak bu apareylerin yeterli hasta uyumunun olmaması ve uygulanmasının zor olması gibi dezavantajları vardır (Paik ve ark., 2009, s.2).

Ankraj tedbirlerinin tam olarak alınamaması ortodontik tedavide ideal olmayan bir oklüzyona, kesici retraksiyonunun tam olarak gerçekleştirilememesine ve yüz estetiğinin kötü etkilenmesine sebep olabilmektedir. Ankraj gereksinimleri, tedavi planlaması sırasında dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir (Gill, 2008, s.82). Geçici ankraj cihazları, iskeletsel ankraj kaynağı sağlamak üzere tasarlanmış bir grup aparey anlamına gelmektedir. Bunlar arasında mini vidalar ve mini plaklar bulunmaktadır. Bu ankraj yöntemleri ortodontistler tarafından geniş çapta kabul görmüştür (Mizrahi ve McCollum, 2015, s.213). Bu iskeletsel ankraj kaynakları geleneksel ankraj yöntemlerine kıyasla maksimum ankraj sağlayarak destek dişlerde oluşan yer kaybını minimum seviyeye

indirmektedir. İskeletsel ankraj cihazları en masse retraksiyonu gibi maksimum ankraj gerektiren durumlarda kolaylıkla kullanılabilmektedir (Gill, 2008, s.83).

Mini vidaların geleneksel ağız içi ve ağız dışı ankraj cihazlarına göre hasta uyumu gerektirmemesi, kolay uygulanabilir olması, ağız içinde birçok bölgeye uygulanabilir olması, kolayca çıkarılabilir olmaları, kuvvet yüklemesinin hemen yapılabilir olması, maliyetlerinin düşük olması gibi birçok avantajları bulunmaktadır (Mizrahi ve McCollum, 2015, s.214).

En masse retraksiyonu geleneksel ortodontik ankraj yöntemleri ile pratik olarak uygulanabilir değildir. Mini vidalar sabit bir ankraj kaynağı görevi görmekte ve bir grup diş, başka bir diş grubunun karşılıklı hareketi olmadan hareket ettirilebilmektedir. Bu nedenle bu tip ankraj sistemi ile üst dişlerin, alt dişlerin veya her iki çenedeki dişlerin “en masse retraksiyonu” mümkün olmaktadır (Paik ve ark., 2009, s.80).

Mini vidaların anatomik olarak ağız içinde yerleştirilebileceği güvenli alanlara ve yerleştirme açısına dair literatürde birçok çalışma yapılmıştır.

Bittencourt ve ark. (2011) bilgisayarlı tomografi görüntülerini kullanarak maksilla ve mandibulada interradiküler mini vida uygulaması için güvenli bölgeleri değerlendirmişlerdir. Maksillada birinci büyük azı ve ikinci küçük azı dişleri arasında alveol kretinden 6-9 mm yükseklikteki alanın interradiküler mini vida yerleştirilmesi için en uygun yer olduğu sonucuna varmışlardır.

Poggio ve ark. (2006) interradiküler alanları bilgisayarlı tomografi ile incelemişlerdir. İnterradiküler mini vida yerleştirilmesi için güvenli bölgeleri haritalamışlardır. Bu çalışmanın sonucunda maksillada, birinci molar ile ikinci premolar dişleri arasındaki, alveoler kretin 5 ile 8 mm superiorunun mini vidalar için güvenli bölgeler olduğunu belirtmişlerdir.

Fayed ve ark. (2010) ortodontik mini vida yerleşimi için en uygun bölgeleri konik

ışınılı bilgisayarlı tomografi ile değerdendirdikleri çalışmalarında, maksillanın posterior bukkal bölgesinde optimal bölgelerin ikinci premolar ve birinci büyük azı dişleri arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Zhao ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada maksiller alveolar kemiğin bukkal tarafında, kortikal kemiğin en kalın bölgesinin birinci molar dişin mezial daha sonra birinci molar dişin distali olduğunu tespit etmişlerdir.

Tepedino ve ark. (2020) mini vida yerleştirilmesi için yeterli kortikal kemik kalınlığının bulunduğu bölgeleri sistematik derleme çalışması ile incelemişlerdir. Maksillada en uygun kortikal kemik kalınlığının bulunduğu vestibüler interradiküler alanların birinci molar dişlerinin mezial ve distalinde mine sement sınırının 6 mm superiorundaki alanlar olduğunu bildirmişlerdir.

Lima ve ark. (2022) farklı yüz tiplerine sahip bireylerde infrazigomatik kemik bölgesinde ortodontik mini vida yerleştirilmesine uygun güvenli bölgeleri incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda tüm yüz tipleri için maksiller birinci ve ikinci büyük azı dişleri arasındaki alveoler kretin 11 mm superiorunda ve ikinci moların mezial köküne yakın bölgenin mini vida yerleştirilmesi için güvenli olduğunu bildirmişlerdir.

Liou ve ark. (2007) maksillanın infrazigomatik kret kalınlığının ve bu bölgeye yerleştirilen mini vidaların klinik etkileri üzerine bilgisayarlı tomografik görüntülerini inceledikleri çalışmalarında, infrazigomatik mini vida yerleştirilmesi için en uygun alanın maksiller birinci molar dişin 14 ila 16 mm superiorunda olduğunu ve maksiller oklüzal düzleme 55° ila 70° aı ile giriş yapıldığında en uygun giriş açısının elde edileceğini belirtmişlerdir.

Du ve ark. (2021) yaptıkları çalışmalarında, infrazigomatik mini vidaların maksiller birinci ve ikinci büyük azı dişleri arasına güvenli bir şekilde yerleştirilmesi için posterior oklüzal düzlemin 15 mm superiorunda, 60°-70°'lik giriş açısı ve 30° distal

devrilme açısı olan bir mini vida yerleştirme yolunun tercih edilebileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda değerlendirdiğimiz tedavi şekli maksimum ankraj gerektiren keser konsolidasyonu ve en masse retraksiyonu olduğundan, iskeletsel ankraj yöntemi olan mini vidaların kullanılması tercih edilmiştir. Böylelikle maksimum ankraj gereksinimi son yıllarda literatürde oldukça popüler olan mini vidalarla sağlanmıştır. Yapılan literatür taramasıyla uyumlu olacak şekilde interradiküler mini vida ikinci küçük azı ve birinci büyük azı arasındaki interradiküler alana, alveol kretinin 6 mm üzerinde olacak şekilde yerleştirilmiştir. İnfrazigomatik mini vida ise maksiller birinci ve ikinci büyük azı dişlerinin kökleri arasında, posterior oklüzal düzlemin 15 mm superiorunda 60-70°'lik giriş ve 30°'lik bir distal devrilme açısı ile yerleştirilmiştir.

Periodontal ligament, esas olarak tip I kolajen lifleri, proteoglikanlar, glikoproteinler ve oksitalin liflerinden oluşan matrikse gömülmüş bir dizi hücre tipinden oluşur. PDL hücreleri olarak kabul edilen dört ana hücre tipi vardır bunlar; hücre dışı matriksin üretilmesinden ve parçalanmasından sorumlu olan fibroblastlar, sement üretiminden sorumlu sementoblastlar, kemik üretimi ve kemik birikiminden sorumlu osteoblastlar ve kemik rezorpsiyonundan sorumlu osteoklastlardır (Nelson-Moon, 2013, s.47).

Dişin kuronuna uygulanan kuvvetler, kolajen lifler ve hücrelerden oluşan ve diş kökünün alveolar kemiğe tutunmasını sağlayan ince bir zar olan PDL aracılığıyla alveolar kemiğe iletilmektedir. Bu kuvvetlerin bir sonucu olarak PDL'nin içinde basınç ve gerilim bölgeleri oluşur. Basınç bölgelerinde kemik rezorpsiyonu, gerilim bölgelerinde ise kemik depozisyonu gerçekleşmektedir. Bu iki sürecin hücresel iletişim yoluyla koordinasyonu, alveol kemiği boyunca diş hareketi ile sonuçlanır (Van Schepdael ve ark., 2013).

Sonlu elemanlar yönteminde PDL'nin malzeme özellikleri, kuvvetlerin dişin

kuronundan alveolar kemiğe doğru bir şekilde aktarılmasının simüle edilmesinde önemli bir rol oynar. Ancak PDL, kolajen lifleri ve temel madde bileşenleriyle ilgili karmaşık davranışı göz önüne alındığında, deneysel olarak karakterize edilmesi zor bir dokudur (Cattaneo ve Cornelis, 2021).

Çalışmamızda, PDL kalınlığı için literatürdeki çalışmalar referans alınmıştır (Cobo ve ark., 1996; Hedayati ve Shomali, 2016; Sung ve ark., 2010; Sung ve ark., 2003). PDL tüm dişlerin kökünde 0,25 mm'lik bir kalınlıkta uniform olarak modellenmiştir.

Tominaga ve ark. (2014) kayma mekaniği kullanılarak çekim boşluğunun kapatılmasında, braket yuvası ve ark teli boyutlarının anterior diş hareketine olan etkisini sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda, ark teli ve braket arasındaki oynama miktarının anterior diş hareketi üzerinde dikkate değer bir etkisinin olduğunu ve ark teli ve braket slotu arasındaki boşluk büyük olduğunda kayma mekaniklerinde ön dişlerde etkili bir tork uygulamasının klinik olarak zorlaşacağını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda ark teli ve braket slotu arasındaki boşluğu minimumda tutmak amacıyla 0,018 inçlik braket ve 0,017 x 0,022 inçlik bir ark teli modellenmiştir. Böylelikle ark telinde meydana gelebilecek oynama miktarı azaltılarak oluşabilecek biyomekanik olumsuzlukların minimize edilmesi hedeflenmiştir.

Tomigana ve ark. (2009) kayma mekaniğinde anterior dişlerin kontrollü hareketi için optimal yükleme koşullarını değerlendirdikleri çalışmalarında, lateral ve köpek dişleri arasına güç kolunun yerleştirilmesiyle, ortodontistlerin kayma mekaniğinde ön dişler üzerinde daha iyi kontrol sağlayabileceklerini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kayma mekaniği simülasyonu yapıldığından literatür ile uyumlu olacak şekilde iki farklı yükseklikteki güç kolu lateral ve kanin dişleri arasına yerleştirilmiştir.

Çalışmamızda 8 farklı model oluşturulmuştur. Oluşturulan bu modellerin yarısında 3 mm'lik güç kolu kullanılırken, diğer yarısında 6 mm'lik güç kolu kullanılarak anterior dişlere retraksiyon kuvvetleri uygulanmıştır. Literatürde, etki çizgisi dişlerin direnç merkezinden geçen kuvvetlerin translasyon hareketi üreteceği ancak kuvvet vektörü dişlerin direnç merkezinin uzağından geçerse dişlerde momente bağlı olarak devrilme meydana geleceği ve istenilen diş hareketinin elde edilebilmesi için dişlerin direnç merkezinin konumunun bilinmesi gerektiği bildirilmiştir (Proffit, 2007, s.373; Reimann ve ark., 2007; Smith ve Burstone, 1984).

Direnç merkezi, matematiksel analiz için harekete karşı direncin yoğunlaştığı bir noktadır. Uzaydaki serbest bir cismin direnç merkezi kütle merkeziyle aynıdır. Ancak dişler alveolar kemik ve periodontal ligament gibi çevre dokularla kısmen kısıtlandığından direnç merkezi çevre dokuların kısıtlamalarının doğasına göre belirlenmektedir. Bir dişin direnç merkezi, kökün alveolar kemiğe gömülü kısmının yaklaşık orta noktasındadır yani kökün apeksi ile alveol kret tepesinin orta noktasındadır (Proffit, 2007, s.373).

Matsui ve ark. (2000) anterior dişlerin direnç merkezini belirlemek için dişler, kemik ve periodontal ligament için ayrı ayrı simülasyonlar içeren üst çenenin 3 boyutlu fotoelastik modeli kullanarak yaptıkları çalışmalarında, anterior dişlerin direnç merkezinin, santral kesici dişin labial alveolar kretinden oklüzal düzleme dik olarak çizilen bir çizginin yaklaşık 6 mm apikalinde ve 4 mm posteriorunda yer aldığını belirtmişlerdir.

Jeong ve ark. (2009) maksiller dişlerin direnç merkezini sonlu elemanlar yöntemi kullanarak belirlemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda, anterior dişlerin direnç merkezinin

santral dişin kesici kenarının 13,5 mm apikalinde ve 14 mm posteriorunda olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda güç kolu yüksekliğinin diş hareketine olan etkileri değerlendirildiğinde, diş hareketlerinde çeşitli değişiklikler olduğu görülmüştür. Model 1.1, model 1.3, model 2.1 ve model 2.3'te 3 mm'lik güç kolu modellenirken model 1.2, model 1.4, model 2.2 ve model 2.4' de ise 6 mm'lik güç kolu modellenmiştir.

Tüm modellerde kanin, ikinci premolar ve birinci molar dişlerde güç kolu yüksekliğinin artmasıyla X ekseninde görülen devrilme hareketi azalmıştır. Orta kesici dişte model 1.2'de devrilme hareketi artarken diğer tüm modellerde azalmıştır. Yan kesici dişte görülen devrilme hareketi model 1.4 ve model 1.2'de artarken diğer modellerde azalmıştır. Yan kesici dişte model 1.2 ve model 1.4'te görülen bu diş hareketindeki değişim, El Khoury ve ark.'nın (2022) labial ortodontide kayma mekaniğinin etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile üç boyutlu olarak karşılaştırdıkları çalışmalarında uyguladıkları ve güç kolunun 5 mm'den 8 mm'ye çıkardıkları analizlerindeki bulguları ile uyumludur. Ancak, El Khoury ve ark.'nın (2022) çalışmalarında kanin dişinde güç kolu seviyesinin artmasıyla transversal düzlemde görülen devrilme hareketi artarken, bizim çalışmamızda azalmıştır. Bu yönüyle El Khoury ve ark.'nın (2022) çalışmalarıyla bizim çalışmamızdaki bulgular örtüşmemektedir. Bu farklılığın El Khoury ve ark.'nın (2022) çalışmalarındaki kuvvet doğrultuları ile bizim çalışmamızdaki kuvvet doğrultuları arasındaki farklılıklardan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Y ekseninde güç kolu seviyesinin 3 mm'den 6 mm'ye çıkarıldığı model 1.2, model 1.4, model 2.2, model 2.4 modellerinde diş hareketleri değerlendirilmiştir. Model 1.2'de yan kesici dişte meydana gelen devrilme miktarı aynı grubun 3 mm'lik güç kolu seviyesi kullanılan analizine göre artarken, geriye kalan tüm dişlerde Y ekseninde güç kolu

seviyesinin 3 mm'den 6 mm'ye çıkarılmasıyla meydana gelen devrilme miktarı azalmıştır. Model 1.4, model 2.2 ve model 2.4'te Y ekseninde tüm dişlerde meydana gelen devrilme miktarı azalmıştır. Çalışmamızda güç kolu seviyesinin arttırılması her ne kadar da dişlerde meydana gelen devrilme miktarını azaltmışsa da bu azalmayla bile mutlak manada translayon hareketi elde edilememiştir. Literatürde birçok çalışmada üst birinci küçük azı dişlerinin çekiminden sonra anterior dişlerin retraksiyonu farklı güç kolu ve mini vida yükseklikleri ile simüle edilmiştir. Bu çalışmalarda güç kolunun uzunluğunun artmasıyla ön dişlerde meydana gelen devrilmenin azaldığı sonucuna varmışlardır (Hedayati ve Shomali, 2016; Tominaga ve ark., 2009; Sung ve ark., 2010). Hedayati ve Shomali (2016) ile Kim ve ark. (2010) yaptıkları çalışmalarda, güç kolunun uzunlukları 8 ve 9 mm olduğunda anterior dişlerde translasyon hareketinin neredeyse sağlandığı sonucuna varmışlardır. Ancak Sung ve ark. (2010) ortodontik mini implant ankrajı ve kaydırma mekaniği kullanılarak bimaxiller protrüzyon vakalarının tedavi edilmesine yönelik bir apareyin stratejik tasarımında mini implantın konumunu, yüksekliğini ve anterior retraksiyon kancasının yüksekliğini değiştirerek yaptıkları çalışmalarında, 8 mm'lik güç kolu uygulanmasına rağmen orta ve yan kesici dişlerin gövdesel olarak retrakte olmadığı sonucuna varmıştır. Tominaga ve ark. (2014) ark teli ve braket slotu genişliklerinin değiştirerek anterior dişlerin retraksiyonunu sonlu elemanlar yöntemi kullanarak değerlendirdikleri çalışmalarında, 18 inçlik slot kullanıldığında güç kolu uzunluğunun 9.1 mm'den az olması durumunda translasyon hareketinin elde edilmediğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda güç kolu seviyeleri 3 mm ve 6 mm olduğundan translasyon hareketi elde edilememiştir ve bu araştırmacıların bulgularıyla uyumludur.

Son yıllarda El Khoury ve ark. (2022) farklı güç kolu uzunlukları ve mini vida konumlarının labial ve lingual ortodontik tedavideki retraksiyon işlemi üzerindeki

etkilerini sonlu elemanlar yöntemi kullanarak karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, anterior dişlerde translasyon hareketinin sağlanamadığı ve çekim boşluğunun kapatılması için mini vida ankrajı kullanılan hem Labial hem de Lingual ortodontik tedavi yöntemlerinde dişlerdeki devrilme hareketinin kaçınılmaz olduğu sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda da tüm model gruplarında retraksiyon işlemi sırasında tam translasyon hareketi elde edilememiştir. Bu sonuç, El Khoury ve ark.'nın (2022) çalışma bulgularıyla paralellik göstermektedir.

Z ekseninde güç kolunun yüksekliğinin 6 mm'ye çıkarıldığı tüm modellerde, orta kesici, kanin ve ikinci premolar dişlerde meydana gelen ekstrüzyon miktarı azalmıştır. Yan kesici dişte güç kolu seviyesinin artmasıyla model 2.2'de model 2.1'e kıyasla görülen intrüzyon hareketi artarken, model 1.2 ve model 1.4'te model 1.1 ve model 1.3'e kıyasla intrüzyon hareketi ekstrüzyon hareketine dönüşmüştür. Model 2.4'te ise yan kesici dişte model 2.3'e kıyasla meydana gelen ekstrüzyon miktarı azalmıştır. Birinci büyük azı dişinde ise güç kolu seviyesinin artmasıyla model 2.2'de model 2.1'e kıyasla meydana gelen ekstrüzyon hareketi intrüzyon hareketine dönüşmüştür. Model 1.2'de model 1.1'e kıyasla meydana gelen intrüzyon miktarı azalmıştır. Model 1.4 ve model 2.4'te meydana gelen ekstrüzyon miktarı model 1.3 ve model 2.3'e kıyasla artmıştır. Z ekseninde meydana gelen bireysel değişimler sonuçların yorumlanmasını zorlaştırmıştır.

Suzuki ve ark. (2019) maksiller anterior dişlerde retraksiyon kuvvetleri altında meydana gelen değişiklikleri sonlu elemanlar yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda, orta kesici dişin tüm güç kolu seviyelerinde retraksiyon işlemi sırasında ekstrüze olduğunu ve bu ekstrüzyon miktarı güç kolu seviyesi arttıkça azaldığını belirtmişlerdir. Parashar ve ark.'nın (2014) çalışmalarında, anterior retraksiyon kancasına farklı seviyelerdeki kuvvet vektörlerini çeşitli yüksekliklerde uygulayarak ve molar ankraj sistemiyle karşılaştırarak maksiller anterior dişlerdeki tork kaybı miktarını

ölçmüşlerdir. Bu çalışmanın sonucunda tüm modellerde anterior dişlerde ekstrüzyon gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da tüm model gruplarında orta kesici dişte ekstrüzyon gözlenmiştir ve güç kolu seviyesinin artmasıyla bu ekstrüzyon miktarı azalmıştır. Bunun yanı sıra çalışmamızın tüm modellerinde anterior dişlerden orta kesici ve kanin dışında ekstrüzyon hareketi meydana gelmiştir. Yan kesici dişte model 1.1, model 1.3, model 2.1, model 2.2’de intrüzyon, model 1.2, model 1.4, model 2.3, model 2.4’te ise ekstrüzyon hareketi meydana gelmiştir. Meydana gelen bu hareket farklılığının yan kesici dişin x ve y eksenini etrafındaki rotasyonları arasındaki farktan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda modellenen iki ana grup olan en masse retraksiyonu ve keser konsolidasyonu gruplarındaki veriler de kıyaslanmıştır. En masse grubu modellerinde infrazigomatik mini vida ankrajı ve 6 mm’lik güç kolunun kullanıldığı model 1.4’te diğer modellere kıyasla dişlerdeki X, Y ve Z eksenlerinde meydana gelen devrilme miktarı daha az olarak bulunmuştur. Keser konsolidasyonu grubu modellerinde ise infrazigomatik mini vida ankrajı ve 6 mm’lik güç kolunun kullanıldığı model 2.4’te diğer modellere kıyasla X, Y ve Z eksenlerinde dişlerde meydana gelen devrilme miktarı daha az olarak bulunmuştur. En masse retraksiyonu ve keser konsolidasyonu gruplarındaki verilerin kıyaslanması bu iki grup üzerinden değerlendirilmiştir. X ekseninde yan kesici diş hariç tüm dişlerde meydana gelen devrilmeler keser konsolidasyonu grubu olan model 2.4’te daha azdır. Y ekseninde tüm dişlerde meydana gelen devrilme miktarı keser konsolidasyonu grubu olan model 2.4’te daha azdır. Z ekseninde meydana gelen ekstrüzyon miktarı yan kesici diş için keser konsolidasyonu grubu olan model 2.4’te çok az miktarda daha fazlayken, geriye kalan diğer tüm dişlerde keser konsolidasyonu grubunda daha azdır. Bu bulgular değerlendirildiğinde yan kesici dişteki bireysel farklılıklar hariç genel itibariyle keser konsolidasyonu grubundaki dişlerde devrilme

miktarı en masse grubuna kıyasla daha az olmakla beraber aralarında dişlerdeki devrilme miktarı olarak önemli derecede bir fark bulunmamaktadır. Schneider ve ark. (2019) en masse retraksiyonu ve iki aşamalı retraksiyonu karşılaştırdıkları çalışmalarında, her iki yöntemin de çekim boşluklarının kapatılmasında etkili olduğunu, anterior ve posterior dişlerin devrilme miktarlarının her iki boşluk kapatma yöntemde de benzer olduğunu ve dişlerin kronlarının apekslerinden daha fazla hareket ettiğini belirtmişlerdir. Felemban ve ark. (2013) en masse retraksiyonu ve iki aşamalı retraksiyonu karşılaştırdıkları klinik çalışmalarında, iki aşamalı retraksiyon grubunda sagittal ekseninde dişlerde meydana gelen devrilme miktarının en masse retraksiyonu grubuna kıyasla daha az olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmaların bulguları bizim çalışmamızın bulgularıyla paralellik göstermektedir. Xu ve ark. (2010) en masse ve iki aşamalı retraksiyonun etkilerini karşılaştırdıkları randomize klinik çalışmada, en masse retraksiyonunda sagittal düzlemde dişlerde daha fazla devrilme olduğu ve buna bağlı orta kesici dişin en masse retraksiyonda daha fazla ekstrüze olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da en masse retraksiyonu grubundan olan model 1.4'te iki aşamalı retraksiyon grubundan model 2.4'e kıyasla sagittal düzlemde dişlerde daha fazla devrilme olmuştur ve buna bağlı olarak orta kesici dişte daha fazla ekstrüzyon meydana gelmiştir.

En masse retraksiyonu grubunda infrazigomatik ve interradiküler mini vida ankrajının diş hareketine olan etkileri incelenmiştir. Infrazigomatik mini vida ve 3mm'lik güç kolunun kullanıldığı model 1.3'te interradiküler mini vida ve 3mm'lik güç kolunun kullanıldığı model 1.1'e kıyasla X ekseninde yan kesici dişte meydana gelen devrilme miktarı artarken geriye kalan tüm dişlerde meydana gelen devrilme miktarı azalmıştır. Y eksenlerinde tüm dişlerde meydana gelen devrilmeler azalmıştır. Z ekseninde ise yan kesici dişte meydana gelen intrüzyon miktarı azalmış, birinci molar dişte meydana gelen intrüzyon hareketi ekstrüzyon hareketine dönüşmüş ve geriye kalan tüm dişlerde

meydana gelen ekstrüzyon miktarı azalmıştır. İnfracigomatik mini vida ve 6mm'lik güç kolunun kullanıldığı model 1.4'te interradiküler mini vida ve 6mm'lik güç kolunun kullanıldığı model 1.2'ye kıyasla X, Y eksenlerinde tüm dişlerde meydana gelen devrilmeler azalmıştır. Z ekseninde yan kesici dişte meydana gelen ekstrüzyon miktarı artmıştır. Birinci molar dişte meydana gelen intrüzyon hareketi ekstrüzyon hareketine dönüşmüştür. Geriye kalan tüm dişlerde meydana gelen ekstrüzyon miktarı azalmıştır.

Keser konsolidasyonu grubunda infracigomatik ve interradiküler mini vida ankrajının diş hareketine olan etkileri incelenmiştir. İnfracigomatik mini vida ve 3mm'lik güç kolunun kullanıldığı model 2.3'te interradiküler mini vida ve 3mm'lik güç kolunun kullanıldığı model 2.1'e kıyasla X, Y eksenlerinde tüm dişlerde meydana gelen devrilmeler azalmıştır. Z ekseninde ise yan kesici dişte meydana gelen intrüzyon hareketi ekstrüzyon hareketine dönüşürken geriye kalan tüm dişlerde meydana gelen ekstrüzyon miktarı azalmıştır. İnfracigomatik mini vida ve 6mm'lik güç kolunun kullanıldığı model 2.4'te interradiküler mini vida ve 3mm'lik güç kolunun kullanıldığı model 2.2'ye kıyasla X ekseninde tüm dişlerde meydana gelen devrilmeler azalmıştır. Y ekseninde yan kesici dişte meydana gelen devrime hareketi artarken, geriye kalan tüm dişlerde devrilme miktarı azalmıştır. Z ekseninde ise yan kesici ve birinci molar dişte meydana gelen intrüzyon hareketi ekstrüzyon hareketine dönüşürken geriye kalan tüm dişlerde meydana gelen ekstrüzyon miktarı azalmıştır. Yan kesici diş ve birinci molar dişlerdeki bireysel farklılıklar hariç infracigomatik mini vida ankrajı kullanılan modellerde dişlerde meydana gelen devrilme veya ekstrüzyon miktarı azalmıştır. Yan kesici diş ve birinci molar dişlerdeki bu bireysel farklılığın dişlerde oluşan farklı streslere bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Literatürde infracigomatik mini vida ve interradiküler mini ankrajı ile anterior dişlerin retraksiyonunun kıyaslandığı çalışmaya rastlanmamıştır.

Güç kolu yüksekliğinden bağımsız olarak El Khoury ve ark.'nın (2022)

alışmalarında tüm modellerde transversal düzlemde kanin dişinde içe doğru bir diş hareketi meydana gelmiştir. Bizim alışmamızda da g kolu yüksekliğinden bağımsız olarak tüm modellerde kanin dişinde ve diğer dişlerde içe doğru bir hareket gözlenmiştir. Bu hareket transversal düzlemde kanin-kanin arası ve molar-molar genişliğin azalmasıyla sonuçlanmıştır. İnfrazigomatik mini vida ankrajının kullanıldığı modellerde transversal düzlemde daha az devrilme meydana gelmiştir. Bu farklılığın infrazigomatik mini vidanın interradiküler mini vidaya göre transversal olarak daha geniş bir kuvvet etki doğrultusuna sahip olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda modellerdeki von Mises stres dağılımları incelendiğinde, stresin büyük çoğunluğunun kortikal kemikte dağıldığını ve bu stresin az bir kısmının ise trabeküler kemiğe iletildiğini görmekteyiz. Kortikal ve trabeküler kemikte maksimum stres, mini vida etrafındaki kemik alanlarında yoğunlaşmıştır. Başka bir ifadeyle çalışmamız, sert kemiklerdeki stres değerlerinin süngerimsi kemiklerdeki stres değerlerinden daha yüksek olduğunu göstermiştir. Çalışmamızdaki modellerde oluşturulan stresin çoğu kortikal kemikte emilmiş ve bu stresin az bir kısmı ise süngerimsi kemiğe iletilmiştir. Bu bulgumuz, sert kemiklerin süngerimsi kemiklere göre daha yüksek Young modülüne sahip olması, süngerimsi kemiklere göre daha fazla yüke dayanması ve deformasyona daha fazla direnç göstermesi ile açıklanabilir. Ayrıca bu bulgularımız, kortikal kemikte stres düzeylerinin daha yüksek olduğunu belirten çeşitli araştırmacıların çalışmalarının sonuçları ile uyumludur (Jasmine ve ark., 2012; Machado, 2014; Melsen ve Verna, 2005; Ali ve ark., 2022)

Modellerdeki anterior dişler üzerinde meydana gelen stres, dağılımı açısından incelendiğinde, en masse grubu modellerinde stresin genel olarak lateral ve kanin dişleri üzerinde yoğunlaştığı görülmektedir. Orta kesici dişte diğer anterior dişlere kıyasla daha az stres meydana gelmiştir. Keser konsolidasyonu grubu modellerinde ise lateral dişlerde

orta kesici dişlere oranla daha fazla stres meydana gelmiştir. Stresin lateral ve kanin dişlerinde yoğunlaşmasının nedeninin retraksiyon esnasında ilk olarak bu dişlerin devrilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Anterior dişlerin kurn bölgesindeki stresler dişlerin apikal bölgesindeki streslerden daha fazla olarak bulunmuştur. Çalışmamız, daha fazla klinik araştırma gerektiren, maksiller ön bölgedeki streslerin oluşum ve dağılım şekillerini açıklamaktadır. Bu mevcut sonuçlar geçmişte Ali ve ark. (2022) tarafından yapılan sonlu elemanlar modeli çalışmaları tarafından desteklenmektedir. Çalışmamızda güç kolu yüksekliğinin değiştirilmesinin dişler ve çene kemikleri üzerinden oluşan stres dağılımı üzerinde önemli bir değişikliğe neden olmadığı sonucuna varılmıştır. Literatür taramalarına göre hiçbir çalışmada güç kolları ve mini vida konumları tam olarak bizim çalışmamızla aynı değildir; bu nedenle güç kolları ve mini vidaların bu belirli yüksekliklerindeki meydana getirdiğı gerilimin doğrudan karşılaştırılması mümkün olmamıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda 8 farklı simülasyon modeli oluşturulmuştur. Bu modellerin 4'ünde 3 mm'lik güç kolu kullanılırken diğer 4 modelde ise 6 mm'lik güç kolu kullanılmıştır. Böylece farklı kuvvet uygulama bölgeleri ile bu bölgelerden ankraj desteği alınarak uygulanan kuvvetin farklı güç kolu yüksekliklerinde diş hareketinin şekli ve miktarı ile biyomekanik etkileri değerlendirilmiştir.

Çalışmanın sonuçları aşağıda özetlenmiştir:

1. Çalışmamızda kullanılan yöntemde, tüm modellerdeki diş hareketi miktarı, dişlerin belirlenmiş olan PDL aralığında başlangıç yer değiştirmesini (initial displacement) yansıtacak şekilde gerçekleşmiştir.
2. Keser konsolidasyonu ve en masse retraksiyon modelleri karşılaştırıldığında; keser konsolidasyonu grubu modellerinde genel itibariyle dişlerde daha az devrilme hareketi meydana gelmiştir. Ancak bu farklılık klinik olarak önemli düzeyde bulunmamıştır.
3. İnfrazigomatik ve interradyiküler mini vida ankraj modelleri karşılaştırıldığında; infrazigomatik mini vida ankrajı kullanılan modellerde dişlerde meydana gelen devrilme veya ekstrüzyon miktarları genel olarak azalmıştır.
4. Güç kolu yüksekliğinin arttırılmasıyla birlikte X ve Y eksenlerinde dişlerde meydana gelen devrilme miktarları genel olarak azalırken hiçbir simülasyon modelinde klinik olarak arzu edilen translayon hareketi elde edilememiştir. Bu yönüyle güç kolu yüksekliğinin 6 mm'ye çıkarılması anterior dişlerdeki tork kaybını azaltmış olmasına rağmen tamamen engelleyememiştir. Z ekseninde güç kolu yüksekliğinin artmasıyla birlikte dişlerde meydana gelen ekstrüzyon miktarı genel itibariyle azalmıştır.

5. En masse retraksiyonu grubu modellerinde; infrazigomatik mini vida ankrajı ile 6 mm'lik güç kolunun kullanıldığı model 1.4'te diğer grup içi modellere kıyasla dişlerde meydana gelen devrilme miktarı daha az olarak bulunmuştur.

6. Keser konsolidasyonu grubu modellerinde infrazigomatik mini vida ankrajı ile 6 mm'lik güç kolunun kullanıldığı model 2.4'te diğer grup içi modellere kıyasla dişlerde meydana gelen devrilme miktarı daha az olarak bulunmuştur.

7. Bu iki modelin kıyaslanmasına ait bulgularda ise keser konsolidasyonu grubu olan infrazigomatik mini vida ankrajı ile 6 mm'lik güç kolunun kullanıldığı model 2.4'te dişlerde meydana gelen devrilme miktarlarının daha az olduğu tespit edilmiştir.

8. Analizi yapılan modellerde, stres dağılımı kortikal ve trabeküler kemikte mini vidaların giriş yerlerinde yoğunlaşmıştır. Kortikal kemikte stresin büyük çoğunluğunun emildiği trabeküler kemiğe çok azının iletildiği görülmüştür. Anterior dişlerde stres lateral ve kanin dişlerinde yoğunlaşmıştır.

Bu çalışmanın bulguları, von Mises streslerinin ağırlıklı olarak kanin dişlerinde, yan kesici dişlerde ve mini vidaların çevresinde yoğunlaştığını ve infrazigomatik mini vida ankrajı ve 6 mm'lik güç kolu kullanılarak oluşturulan dört kesici diş retraksiyon modelinin (model 2.4) nispeten kontrollü diş hareketi ve minimum devrilme meydana getirdiğini göstermiştir. Ancak infrazigomatik mini vida ankrajı ve 6 mm'lik güç kolu kullanılarak oluşturulan en masse retraksiyonu modeli (model 1.4) ile model 2.4 arasında önemli derecede bir fark bulunmadığından anterior dişlerin retraksiyonunda model 1.4'ünde kullanılabilir olduğunu düşünmekteyiz. Bununla birlikte burada simülasyonları yapılan hangi model kullanılırsa kullanılsın daha kontrollü diş hareketi için ortodontik tedavide yüksek torklu braketlerin kullanılması veya ark teline tork verilmesi sağlandıktan sonra retraksiyon işlemi yapılmasını önermekteyiz.

KAYNAKLAR

- Ackerman, J. L., & Proffit, W. R. (1969). The characteristics of malocclusion: a modern approach to classification and diagnosis. *American Journal of Orthodontics*, 56(5), 443-454. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(69\)90206-1](https://doi.org/10.1016/0002-9416(69)90206-1)
- Ahuja, S., Gupta, S., Bhambri, E., Ahuja, V. & Jaura, B. S. (2018). Comparison of conventional methods of simultaneous intrusion and retraction of maxillary anterior: a finite element analysis. *Journal of Orthodontics*, 45(4), 243-249. <https://doi.org/10.1080/14653125.2018.1525928>
- Ali, M. J., Bhardwaj, A., Khan, M. S., Alwadei, F., Gufran, K., Alqahtani, A. S., & Alghabban, R. O. (2022). Evaluation of Stress Distribution of Maxillary Anterior Segment during en Masse Retraction Using Posterior Mini Screw: A Finite Element Study. *Applied Sciences*, 12(20), 72-84. <https://doi.org/10.3390/app122010372>
- Al-Sibaie, S. & Hajeer, M. Y. (2014). Assessment of changes following en-masse retraction with mini-implants anchorage compared to two-step retraction with conventional anchorage in patients with class II division 1 malocclusion: a randomized controlled trial. *European Journal of Orthodontics*, 36(3), 275-283. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjt046>
- Ammoury, M. J., Mustapha, S., Dechow, P. C. & Ghafari, J. G. (2019). Two distalization methods compared in a novel patient-specific finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 156(3), 326-336. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2018.09.017>
- Angle, E. H. (1899). Classification of malocclusion. *Dental Cosmos*, 41, 350-357
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials Twelfth Edition*. Elsevier/Saunders.

- Archambault, A., Lacoursiere, R., Badawi, H., Major, P. W., Carey, J. & Flores-Mir, C. (2010). Torque expression in stainless steel orthodontic brackets: a systematic review. *The Angle Orthodontist*, 80(1), 201-210. <https://doi.org/10.2319/080508-352.1>
- Asscherickx, K., Vannet, B. V., Wehrbein, H. & Sabzevar, M. M. (2005). Root repair after injury from mini-screw. *Clinical Oral Implants Research*, 16(5), 575-578. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01146.x>
- Barber, S. K. (2019). Class II Division 2. Littlewood, S. J. and Mitchell, L. (Eds.), *An Introduction to Orthodontics* (Fifth Edition s. 123-136). Oxford University Press.
- Barber, S. K. (2019). The Rationale For Orthodontic Treatment. Littlewood, S. J. & Mitchell, L. (Eds.), *An Introduction to Orthodontics* (Fifth Edition s. 1-10.). Oxford University Press.
- Baumgaertel, S. (2014). Temporary skeletal anchorage devices: the case for miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145(5), 558-564. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2014.03.009>
- Bidez, M. W. & Misch, C. E. (2015). Clinical Biomechanics in Implant Dentistry. Dental. Misch, C. E. (Ed.), *Implant Prosthetics Second Edition* (s. 95-106). Elsevier Health Sciences.
- Bittencourt, L. P., Raymundo, M. V. & Mucha, J. N. (2011). The optimal position for insertion of orthodontic miniscrews. *Revista Odonto Ciência*, 26(2), 133-138.
- Bloom, L. A. (1961). Perioral profile changes in orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics*, 47(5), 371-379. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(61\)90177-4](https://doi.org/10.1016/0002-9416(61)90177-4)
- Bouton, A., Simon, Y., Goussard, F., Teresi, L. & Sansalone, V. (2017). New finite element study protocol: clinical simulation of orthodontic tooth

- movement. *International Orthodontics*, 15(2), 165-179. <https://doi.org/10.1016/j.ortho.2017.03.001>
- Britto, A. D., & Isaacson, R. J. (2001). How Orthodontic Appliances Work. Bishara, S. E. (Ed.), *Textbook of Orthodontics* (s. 208-231). W.B. Saunders Company.
- Burstone, C. J., Steenberg, E. V., & Hanley, K. J. (1995). *Modern Edgewise Mechanics and The Segmented Arch Technique*. Department of Orthodontics, University of Connecticut Health Center.
- Burstone, C. J., & Koenig, H. A. (1976). Optimizing anterior and canine retraction. *American Journal of Orthodontics*, 70(1), 1-19. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(76\)90257-8](https://doi.org/10.1016/0002-9416(76)90257-8)
- Burstone, C. J., & Pryputniewicz, R. J. (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics*, 77(4), 396-409. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(80\)90105-0](https://doi.org/10.1016/0002-9416(80)90105-0)
- Buschang, P. H., & Kim, K. B. (2014). Considerations for Optimizing the Use of Miniscrew Implants in Orthodontic Practice. Devices, Kim, K. B. (Ed.), *Temporary Skeletal Anchorage* (s. 1-28). SpringerLink.
- Case, C. S. (1964). The question of extraction in orthodontia. *American Journal of Orthodontics*, 50(9), 660-691. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(64\)90106-X](https://doi.org/10.1016/0002-9416(64)90106-X)
- Cattaneo, P. M., & Cornelis, M. A. (2021). Orthodontic tooth movement studied by finite element analysis: an update. What can we learn from these simulations?. *Current Osteoporosis Reports*, 19, 175-181. <https://doi.org/10.1007/s11914-021-00664-0>
- Cattaneo, P. M., Dalstra, M., & Melsen, B. (2003). The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(4), 367-373. <https://doi.org/10.1067/mod.2003.73>

- Chae, J. M. (2006). A new protocol of Tweed-Merrifield directional force technology with microimplant anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(1), 100-109. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.10.020>
- Chang, C. H., Lin, J. S. Y., Hsu, E., & Roberts, W. E. (2023). Temporary Anchorage Devices. Graber, L. W., Vig, K. W. L., Huang, G. J., and Fleming, P. S. (Eds.), *Orthodontics: Current Principles and Techniques*, (Seventh Edition s.505-598). Elsevier Health Sciences.
- Chetan, S., Keluskar, K. M., Vasisht, V. N., & Revankar, S. (2014). En-masse retraction of the maxillary anterior teeth by applying force from four different levels—a finite element study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(9), 26-30. <https://doi.org/10.7860/jcdr/2014/8408.4831>
- Cobo, J., Argüelles, J., Puente, M., & Vijande, M. (1996). Dentoalveolar stress from bodily tooth movement at different levels of bone loss. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 110(3), 256-262. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(96\)80008-4](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(96)80008-4)
- Cobourne, M. T., & DiBiase, A. T. (2010). *Handbook of Orthodontics*. Elsevier Health Sciences.
- 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)
- Davies, A. J. (2011). *The Finite Element Method: An Introduction With Partial Differential Equations*. Oxford University Press.
- Du, B., Zhu, J., Li, L., Fan, T., Tan, J., & Li, J. (2021). Bone depth and thickness of different infrazygomatic crest miniscrew insertion paths between the first and second maxillary molars for distal tooth movement: A 3-dimensional

- assessment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 160(1), 113-123. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2020.03.036>
- El Khoury, T., Karam, R., Dib, E., Kaddah, F., Mhanna, A., Ghosn, N., Ghoubril, J., & Khoury, E. (2022). Three-dimensional comparison of the effects of sliding mechanics in labial and lingual orthodontics using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 162(1), 24-32. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2021.02.019>
- Enlow, D. H., & Hans, M. G. (1996). *Essentials of Facial Growth*. Saunders Company.
- Fayed, M. M. S., Pazera, P., & Katsaros, 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>
- Felemban, N. H., Al-Sulaimani, F. F., Murshid, Z. A., & Hassan, A. H. (2013). En masse retraction versus two-step retraction of anterior teeth in extraction treatment of bimaxillary protrusion. *Journal of Orthodontic Science*, 2(1), 28-37. <https://doi.org/10.4103/2278-0203.110330>
- Ferrillo, M., Nucci, L., Gallo, V., Bruni, A., Montrella, R., Fortunato, L., & Perillo, L. (2023). Temporary anchorage devices in orthodontics: a bibliometric analysis of the 50 most-cited articles from 2012 to 2022. *The Angle Orthodontist*, 93(5), 591-602. <https://doi.org/10.2319/010923-18.1>
- Ferčec, J., Glišić, B., Šćepan, I., Marković, E., Stamenković, D., Anžel, I., Flašker, J. & Rudolf, R. (2012). Determination of stresses and forces on the orthodontic system by using numerical simulation of the finite elements method. *Acta Physica Polonica A*, 122(4), 659-665. <http://dx.doi.org/10.12693/APhysPolA.122.659>
- Field, C., Ichim, I., Swain, M. V., Chan, E., Darendeliler, M. A., Li, W., & Li, Q. (2009). Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element

- multi-tooth model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(2), 174-181. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.03.032>
- Fisk, G. V., Culbert, M. R., Grainger, R. M., Hemrend, B., & Moyers, R. (1953). The morphology and physiology of distoclusion: A summary of our present knowledge. *American Journal of Orthodontics*, 39(1), 3-12. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(53\)90092-X](https://doi.org/10.1016/0002-9416(53)90092-X)
- Geramy, A. (2002). Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *The European Journal of Orthodontics*, 24(1), 21-33. <https://doi.org/10.1093/ejo/24.1.21>
- Gill, D. S. (2008). *Orthodontics at a Glance*. John Wiley & Sons.
- Glickman, I., Roeber, F. W., Brion, M., & Pameijer, J. H. (1970). Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *Journal of Periodontology*, 41(1), 30-35. <https://doi.org/10.1902/jop.1970.41.1.30>
- Hatch, N. E., & Sun, Z. (2023). The Biological Basis for Orthodontics. Graber, L. W., Vig, K. W. L., Huang, G. J., and Fleming, P. S. (Eds.), *Orthodontics: Current Principles and Techniques* (Seventh Edition s. 51-74). Elsevier Health Sciences.
- Hedayati, Z., & Shomali, M. (2016). Maxillary anterior en masse retraction using different antero-posterior position of mini screw: a 3D finite element study. *Progress in Orthodontics*, 17, 1-7. <https://doi.org/10.1186/s40510-016-0143-z>
- Heymann, G. C., & Tulloch, J. C. (2006). Implantable devices as orthodontic anchorage: a review of current treatment modalities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 18(2), 68-79. https://doi.org/10.2310/6130.2006.00013_1.x

- Hong, R. K., Heo, J. M., & Ha, Y. K. (2005). Lever-arm and mini-implant system for anterior torque control during retraction in lingual orthodontic treatment. *The Angle Orthodontist*, 75(1), 129-141. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)075<0129:LAMSFA>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)075<0129:LAMSFA>2.0.CO;2).
- Huebner, K. H., Dewhirst, D. L., Smith, D. E., & Byrom, T. G. (2001). *The Finite Element Method for Engineers*. John Wiley & Sons, Inc.
- Huggins, D. G., & McBride, L. J. (1975). The influence of the upper incisor position on soft tissue facial profile. *British Journal of Orthodontics*, 2(3), 141-146. <https://doi.org/10.1080/0301228X.1975.11743661>
- Huiskes, R., & Chao, E. Y. (1983). A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *Journal of Biomechanics*, 16(6), 385-409. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90072-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90072-6)
- Jasmine, M. I. F., Yezdani, A. A., Tajir, F., & Venu, R. M. (2012). Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: a 3-dimensional finite element analysis study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(1), 71-80. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2011.06.031>
- Jeong, G. M., Sung, S. J., Lee, K. J., Chun, Y. S., & Mo, S. S. (2009). Finite-element investigation of the center of resistance of the maxillary dentition. *Korean Journal of Orthodontics*, 39(2), 83-94. <https://doi.org/10.4041/kjod.2009.39.2.83>
- Jiang, F., Liu, S. S. Y., Xia, Z., Li, S., Chen, J., Kula, K. S., & Eckert, G. (2015). Hounsfield unit change in root and alveolar bone during canine retraction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147(4), 445-453. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2014.11.027>

- Kanomi, R. (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *Journal of Clinical Orthodontics*, 31, 763-767.
- Karmankar, R. G. (2017). Analysis of Von-Mises-Stress for interference fit and pull-out states by using finite element method. *International Research Journal of Engineering and Technology*, 4(11), 1367-1374. <http://dx.doi.org/10.13140/RG.2.2.26447.79520>
- Kim, T., Suh, J., Kim, N., & Lee, M. (2010). Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(5), 639-647. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.05.016>
- Knop, L., Gandini Jr, L. G., Shintcovsk, R. L., & Gandini, M. R. E. A. S. (2015). Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 20, 119-125. <https://doi.org/10.1590/2176-9451.20.2.119-125.sar>
- Kohn, D. H. (2002). Mechanical Properties. Craig, R. G., & Powers, J. M. (Eds.), *Restorative Dental Materials* (s. 67-124) Mosby.
- Konda, P., & Tarannum, S. A. (2012). Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences*, 16(16), 1-8.
- Kravitz, N. D., & Kusnoto, B. (2007). Risks and complications of orthodontic miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(4), 43-51. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.04.027>
- Kuhlberg, A., & Nanda, R. (2005). Principles of Biomechanics. Nanda, R. (Ed.), *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontic* (s. 1-16). Elsevier Health Sciences.

- Kuhlberg, A. J., & Priebe, D. N. (2001). Space closure and anchorage control. *Seminars in Orthodontics*, 7(1), 42-49. <https://doi.org/10.1053/sodo.2001.21073>
- Larson, B.E., & Proffit, W. R. (2019). Mechanical Principles in Orthodontic Force Control. Proffit, W. R., Fields, H. W., Jr., Larson, B.E. and Sarver, D. M. (Eds.), *Contemporary Orthodontics* (Sixth edition, s. 276-309). Elsevier Health Sciences.
- Lee, J. S., Kim, J. K., Park, Y.C., & Vanarsdall, R. L. (2007). *Applications of Orthodontic Mini-Implants*. Quintessence Publishing Company.
- Likitmongkolsakul, U., Smithmaitrie, P., Samruajbenjakun, B., & Aksornmuang, J., 2018. Development and validation of 3D finite element models for prediction of orthodontic tooth movement. *International Journal of Dentistry*, 7(1), 29-36. <https://doi.org/10.1155/2018/4927503>
- Lima Jr, A., Domingos, R. G., Ribeiro, A. N. C., Neto, J. R., & de Paiva, J. B. (2022). Safe sites for orthodontic miniscrew insertion in the infrazygomatic crest area in different facial types: A tomographic study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 161(1), 37-45. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2020.06.044>
- Lin, J., & Roberts, E. (2014). CBCT imaging to diagnose and correct the failure of maxillary arch retraction with IZC screw anchorage. *International Journal of Orthodontics and Implantology*, 35(1), 4-17.
- Lindauer, S. J., & Britto, A. D. (2000). Biological response to biomechanical signals: Orthodontic mechanics to control tooth movement. *Seminars in Orthodontics*, 6(3), 145-154. <https://doi.org/10.1053/sodo.2000.8081>
- Liou, E. J., 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>
- Littlewood, S. J. (2019). Class II division 1. Littlewood, S. J., & Mitchell, L. (Eds.) *An Introduction to Orthodontics* (Fifth Edition, s.112-122). Oxford University Press.
- Machado, G. L. (2014). Effects of orthodontic miniscrew placement angle and structure on the stress distribution at the bone miniscrew interface—A 3D finite element analysis. *The Saudi Journal for Dental Research*, 5(2), 73-80 <https://doi.org/10.1016/j.sjdr.2014.01.001>
- 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>
- Mah, R. T., McEvoy, S. P., Hatcher, D. C., & Faulkner, M. G. (1997). Engineering Principles and Modeling Strategies. McNeill, C. (Ed.). *Science and Practice of Occlusion* (s. 153-204). Quintessence Publishing Co.
- Masella, R. S., & Meister, M. (2006). Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(4), 458-468. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.12.013>
- Matsui, S., Caputo, A., Chaconas, S. J., & Kiyomura, H. (2000). Center of resistance of anterior arch segment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(2), 171-178. <https://doi.org/10.1067/mod.2000.103774>
- McLaughlin, R. P., Bennett, J. C., & Trevisi, H. J. (2001). *Systemized Orthodontic Treatment Mechanics*. Mosby.
- Melsen, B., & Verna, C. (2005). Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Seminars in Orthodontics*, 11(1), 24-31. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2004.11.005>

- Miles, P. G. (2007). Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(2), 223-225. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.04.028>
- Mitchell, L. (2019). The Aetiology and Classification of Malocclusion. Littlewood, S. J. and Mitchell, L. (Eds.), *An Introduction to Orthodontics* (Fifth Edition, s.11-20). Oxford University Press.
- Mizrahi, E., & McCollum, A. G. (2015). Temporary anchorage devices. Mizrahi, E. (Ed.), *Orthodontic Pearls: A Selection of Practical Tips and Clinical Expertise* (s. 213-232). CRC Press.
- Moaveni, S. (2015). *Finite Element Analysis Theory and Application with ANSYS Fourth Edition*. Pearson Education Limited.
- Mow, V. C., & Huiskes, R. (2005). *Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Mute, B. R., Peter, K. P., & Daokar, S. (2013). Orthodontics Implants in Orthodontics-A New Paradigm. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, 10(5), 78-84. <http://dx.doi.org/10.9790/0853-1057884>
- Naini, F. B., & Gill, D. S. (2022). Principles of Orthodontic Biomechanics. Naini, F. B., and Gill, D. S. (Eds.), *Preadjusted Edgewise Fixed Orthodontic Appliances* (s. 29-56). Wiley Online Library.
- Nanda, R., Uribe, F., & Kuhlberg, A. (2005). Biomechanic Basis of Extraction Space Closure. Nanda, R. (Ed.), *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontic* (s. 194-210). Elsevier Health Sciences.
- Nanda, R. S., & Tosun, Y. S. (2010). *Biomechanics in orthodontics: Principles and practice*. Quintessence Publishing Co.

- Natali, A. N., Pavan, P. G., & Scarpa, C. (2004). Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dental Materials*, 20(7), 623-629. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.08.003>
- Nelson-Moon, Z. L. (2013). Craniofacial Growth, The Cellular Basis of Tooth Movement and Anchorage. Mitchell, L. (Ed.), *Introduction to Orthodontics* (s. 33-51). Oxford University Press.
- Nikolai, R. (1985). *Bioengineering Analysis Of Orthodontic Mechanics*. Lea & Febiger.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. Quintessence.
- Oñate, E. (2009). *Structural Analysis with the Finite Element Method Linear Statics*. Springer.
- Ovy, E. G., Romanyk, D. L., Flores Mir, C., & Westover, L. (2022). Modelling and evaluating periodontal ligament mechanical behaviour and properties: A scoping review of current approaches and limitations. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 25(2), 199-211. <https://doi.org/10.1111/ocr.12527>
- Oyen, O. J., & Tsay, T. P. (1991). A biomechanical analysis of craniofacial form and bite force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 99(4), 298-309. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(91\)70012-L](https://doi.org/10.1016/0889-5406(91)70012-L)
- Paik, C. H., Park, I. K., Woo, Y. J., & Kim, T. W. (2009). *Orthodontic Miniscrew Implants Clinical Applications*. Elsevier Health Sciences.
- Pandis, N., Strigou, S., & Eliades, T. (2006). Maxillary incisor torque with conventional and self-ligating brackets: a prospective clinical trial. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 9(4), 193-198. <https://doi.org/10.1111/j.1601-6343.2006.00375.x>
- Parashar, A., Aileni, K. R., Rachala, M. R., Shashidhar, N. R., Mallikarjun, V., & Parik, N. (2014). Torque loss in en-masse retraction of maxillary anterior teeth using

miniimplants with force vectors at different levels: 3D FEM study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(12), 77-80.

<https://doi.org/10.7860%2FJCDR%2F2014%2F10099.5353>

Park, H. S., & Kwon, T. G. (2004). Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *The Angle Orthodontist*, 74(5), 703-710. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2004\)074<0703:SMWMIA>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2004)074<0703:SMWMIA>2.0.CO;2).

Park, H. S., Yoon, D. Y., Park, C. S., & Jeoung, S. H. (2008). Treatment effects and anchorage potential of sliding mechanics with titanium screws compared with the Tweed-Merrifield technique. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(4), 593-600. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.02.041>

Park, J. H., & Shin, K. (2020). An Overview of Clinical Applications for Temporary Anchorage Devices. Park, J. H. (Ed.), *Temporary Anchorage Devices in Clinical Orthodontics* (s. 3-16). Wiley Blackwell.

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/10.1043/0003-3219\(2006\)076\[0191:SZAGFM\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2006)076[0191:SZAGFM]2.0.CO;2)

Prabhu, J., & Cousley, R. R. (2006). Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *Journal of Orthodontics*, 33(4), 288-307. <https://doi.org/10.1179/146531205225021807>

Premkumar, S. (2015). *Textbook of orthodontics-E-Book*. Elsevier Health Sciences.

Pritam, M., Priyam, M., Nivedita, S., Sah, S., & Debapreeti, M. (2015). Finite element method: a research tool in orthodontics. *Journal of Research and Advancement in Dentistry*, 4(3), 58-63.

- Proffit, W. R., & Larson, B.E. (2019). Comprehensive Treatment in Adolescence: Space Closure and Class II/Class III Correction. Proffit, W. R., Fields, H. W., Jr., Larson, B.E., & Sarver, D. M. (Eds.), *Contemporary Orthodontics* (Sixth Edition, s. 528-555). Elsevier Health Sciences.
- Proffit, W. R. (2019). The Etiology of Orthodontic Problems. Proffit, W. R., Fields, H. W., Jr., Larson, B.E., & Sarver, D. M. (Eds.), *Contemporary Orthodontics* (Sixth Edition, s. 107-134). Elsevier Health Sciences.
- Proffit, W. R. (2007). Mechanical Principles in Orthodontic Force Control. Proffit, W. R., Fields, H. W., & Sarver, D. M. (Eds.), *Contemporary Orthodontics* (Fourth Edition, s. 359-394). Mosby.
- Proffit, W. R. (2019). The Biologic Basis of Orthodontic Therapy. Proffit, W. R., Fields, H. W., Jr., Larson, B.E., & Sarver, D. M. (Eds.), *Contemporary Orthodontics* (Sixth Edition, s. 248-265.). Elsevier Health Sciences.
- Reimann, S., Keilig, L., Jäger, A., & Bourauel, C. (2007). Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. *The European Journal of Orthodontics*, 29(3), 219-224. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjl086>
- Reitan K. (1960). Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics*, 46, 881-900. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(60\)90091-9](https://doi.org/10.1016/0002-9416(60)90091-9)
- Rizk, M. Z., Mohammed, H., Ismael, O., & Bearn, D. R. (2017). Effectiveness of en masse versus two-step retraction: a systematic review and meta-analysis. *Progress in Orthodontics*, 18, 1-11. <https://doi.org/10.1186/s40510-017-0196-7>
- Romanyk, D. L., Vafaeian, B., Addison, O., & Adeeb, S. (2020). The use of finite element analysis in dentistry and orthodontics: Critical points for model development and

- interpreting results. *Seminars in Orthodontics*, 26(3), 162-173.
<https://doi.org/10.1053/j.sodo.2020.06.014>
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials Thirteenth Edition*. Mosby Elsevier.
- Schneider, P. P., Gandini Junior, L. G., Monini, A. D. C., Pinto, A. D. S., & Kim, K. B. (2019). Comparison of anterior retraction and anchorage control between en masse retraction and two-step retraction: A randomized prospective clinical trial. *The Angle Orthodontist*, 89(2), 190-199. <https://doi.org/10.2319/051518-363.1>
- 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>
- Shetty, P., Hegde, A., & Rai, K. (2010). Finite element method—an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34(3), 281-285. <https://doi.org/10.17796/jcpd.34.3.yu44334815546435>
- Singh, J. R., Kambalyal, P., Jain, M., & Khandelwal, P. (2016). Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 6, 110-114. <https://doi.org/10.4103/2231-0762.178743>
- Smith, R. J., & Burstone, C. J. (1984). Mechanics of tooth movement. *American Journal of Orthodontics*, 85(4), 294-307. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(84\)90187-8](https://doi.org/10.1016/0002-9416(84)90187-8)
- Steiner, C. C. (1953). Cephalometrics for you and me. *American Journal of Orthodontics*, 39(10), 729-755. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(53\)90082-7](https://doi.org/10.1016/0002-9416(53)90082-7)
- Stenvik, A., & Mjör, I. A. (1970). Pulp and dentin reactions to experimental tooth intrusion: a histologic study of the initial changes. *American Journal of*

- Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 57(4), 370-385.
[https://doi.org/10.1016/s0002-9416\(70\)90219-8](https://doi.org/10.1016/s0002-9416(70)90219-8)
- Sung, S. J., Jang, G. W., Chun, Y. S., & Moon, Y. S. (2010). Effective en-masse retraction design with orthodontic mini-implant anchorage: a finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(5), 648-657. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.06.036>
- Sung, S. J., Baik, H. S., Moon, Y. S., Yu, H. S., & Cho, Y. S. (2003). A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(4), 441-450. <https://doi.org/10.1067/mod.2003.9>
- Suzuki, M., Sueishi, K., Katada, H., & Togo, S. (2019). Finite element analysis of stress in maxillary dentition during en-masse retraction with implant anchorage. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 60(1), 39-52.
<https://doi.org/10.2209/tdcpublication.2017-0055>
- Tanaka, E., & Van Eijden, T. (2003). Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 14(2), 138-150.
<https://doi.org/10.1177/154411130301400207>
- Tepedino, M., Cattaneo, P. M., Niu, X., & Cornelis, M. A. (2020). Interradicular sites and cortical bone thickness for miniscrew insertion: A systematic review with meta-analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 158(6), 783-798. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2020.05.011>
- Thilander, B., Hatch, N., & Sun, Z. (2017). The Biologic Basis of Orthodontics. Graber, L. W., Vanarsdall, R. L., Vig, K. W., & Huang, G. J. (Eds.), *Orthodontics: Current Principles And Techniques* (s. 51-98). Elsevier Health Sciences, Missouri, ABD,.

- Tominaga, J. Y., Ozaki, H., Chiang, P. C., Sumi, M., Tanaka, M., Koga, Y., Bourauel, C., & Yoshida, N. (2014). Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3-dimensional finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 146(2), 166-174. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2014.04.016>
- Tominaga, J. Y., Tanaka, M., Koga, Y., Gonzales, C., Kobayashi, M., & Yoshida, N. (2009). Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics: A 3D finite element study. *The Angle Orthodontist*, 79(6), 1102-1107. <https://doi.org/10.2319/111608-587R.1>
- Tosun, Y. (1999). *Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri*. Ege Üniversitesi Basımevi.
- Upadhyay, M., Nanda, R. (2021). Biology and Biomechanics of Skeletal Anchorage. Nanda, R., Uribe, F. A., Yadav, S. (Eds.), *Temporary Anchorage Devices in Orthodontics* (s. 3-22). Elsevier Health Sciences.
- Upadhyay, M., Yadav, S., & Nanda, R. (2015). Biomechanical Basis of Extraction Space Closure. Nanda, R. (Ed.), *Esthetics and Biomechanics in Orthodontics* (s. 108-120). Elsevier Health Sciences.
- Upadhyay, M., Yadav, S., & Patil, S. (2008). Mini-implant anchorage for en-masse retraction of maxillary anterior teeth: a clinical cephalometric study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(6), 803-810. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.10.025>
- Ülgen, M. (1993). *Ortodontik tedavi prensipleri*. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.

- Ülgen, M. (2000). *Ortodonti Anomaliler, Sefalometri, Etioloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı*. Yeditepe Üniversitesi.
- Van Schepdael, A., Vander Sloten, J., & Geris, L. (2013). A mechanobiological model of orthodontic tooth movement. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 12, 249-265. <https://doi.org/10.1007/s10237-012-0396-5>
- Wise, G. E., & King, G. J. (2008). Mechanisms of tooth eruption and orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Research*, 87(5), 414-434. <https://doi.org/10.1177/154405910808700509>
- Xia, Z., Jiang, F., & Chen, J. (2013). Estimation of periodontal ligament's equivalent mechanical parameters for finite element modeling. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(4), 486-491. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2012.10.025>
- Xu, T.-M., Zhang, X., Oh, H. S., Boyd, R. L., Korn, E. L., & Baumrind, S. (2010). Randomized clinical trial comparing control of maxillary anchorage with 2 retraction techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(5), 541-544. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.12.027>
- Yousry, T. N., Abdel-Haffiez, S., & Mowafy, M. (2021). The effect of varied force vector on type of tooth movement of maxillary anterior teeth during en masse retraction; randomized clinical trial. *Egyptian Orthodontic Journal*, 59(6), 26-38. <https://doi.org/10.21608/eos.2021.78005.1017>
- Zaher, A. R., & Kassem, H. E. (2015). Diagnostic Considerations and Conventional Strategies for Treatment of Class II Malocclusion. Papadopoulos, M. A. (Ed.), *Skeletal Anchorage in Orthodontic Treatment of Class II Malocclusion*, Mosby Elsevier.

- Zalaquett, R., Karam, R., Kaddah, F., Khoury, E., El Khoury, T., Ghoubril, J., & Kassis, A. (2024). Effect of power arm length combined with additional anterior torque on the axial orientation of the maxillary incisors during en-masse retraction: A finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 165(2), 220-231. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2023.08.016>
- Zhao, H., Gu, X. M., Liu, H. C., Wang, Z. W., & Xun, C. L. (2013). Measurement of cortical bone thickness in adults by cone-beam computerized tomography for orthodontic miniscrews placement. *Journal of Huazhong University of Science and Technology*, 33(2), 303-308. <https://doi.org/10.1007/s11596-013-1115-x>
- Zweben, C. (2006). Composite Materials. Kutz, M. (Ed.), *Mechanical Engineers' Handbook Third Edition Materials and Mechanical Design* (s. 380-417.). John Wiley & Sons, Inc.

EKLER

EK-1. ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU

	SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ Graduate School of Health Sciences
ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU¹	
Öğrencinin Adı ve Soyadı	Ruşen ERDEM
Öğrencinin Numarası	
Ana Bilim Dalı	Ortodonti
Öğrencinin Kayıtlı Olduğu Program Türü	Doktora

Yukarıda bilgileri verilen tezin intihal tespit yazılımıyla (Turnitin) yapılan tarama sonucunda elde edilen benzerlik oranları aşağıdaki gibidir. Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi hâlde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz.

Bölümler	Benzerlik Oranı	Maksimum Benzerlik Oranları
I. Giriş	% 6	% 15
II. Genel Bilgiler	% 3	% 35
III. Materyal ve Metod	% 13	% 35
IV. Bulgular	% 4	% 15
V. Tartışma	% 2	% 20

Not: Yedi kelimeye kadar benzerlikler ile Başlık, Kaynakça, İçindekiler, Teşekkür, Dizin ve Ekler kısımları tarama dışı bırakılabilir. Yukarıdaki azami benzerlik oranları yanında tek bir kaynaktan olan benzerlik oranlarının %5'den büyük olmaması gerekir.

¹ Bu form bilgisayar ortamında doldurulmalı, çıktısı imzalanıp tezin Ekler kısmına EK-1 olarak eklenmelidir.

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 08

03.01.2022

ORTODONTİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

28.12.2021 tarihli yazınız ekinde gönderilen Anabilim dalınız öğretim üyelerinden Prof. Dr. Nihat KILIÇ'ın danışmanlığında Dt. Ruşen ERDEM'in birlikte hazırladıkları “ *Üst Keser Retraksiyonu ve En-masse Retraksiyonunda İnterradiküler Ve İnfrazigomatik Mini Vida Ankrajı Kullanımlarının Biyomekanik Etkileri İle Diş Hareketine Olan Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi*” konulu Doktora tezini ait etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 03/01/2022
Oturum Sayısı: 01/ 2022

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	<i>Prof. Dr. Nihat KILIÇ Dt. Ruşen ERDEM</i>
Araştırmanın Açık Adı	<i>Üst Keser Retraksiyonu ve En-masse Retraksiyonunda İnterradiküler Ve İnfrazigomatik Mini Vida Ankrağı Kullanımlarının Biyomekanik Etkileri İle Diş Hareketine Olan Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi</i>
Karar No	08.
Alınan Karar	Prof. Dr. Nihat KILIÇ'ın danışmanlığında Dt. Ruşen ERDEM'in birlikte hazırladıkları “ <i>Üst Keser Retraksiyonu ve En-masse Retraksiyonunda İnterradiküler Ve İnfrazigomatik Mini Vida Ankrağı Kullanımlarının Biyomekanik Etkileri İle Diş Hareketine Olan Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi</i> ” konulu Doktora tezini Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı “Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik” hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oybirliği ile karar verildi.