

“ İPEK ŞAVKAN

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2020

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**MİNİVİDA DESTEKLİ EN MASSE RETRAKSİYON UYGULAMALARINDA FARKLI
KUVVET DOĞRULTULARININ DIŞ HAREKETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN FEM ANALİZİ
İLE İNCELENMESİ**

İPEK ŞAVKAN

**DANIŞMAN
PROF.DR.GÜLNAZ MARŞAN**

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI**

İSTANBUL-2020

DOKTORA TEZİ ONAYI



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

İpek Şavkan



İTHAF



Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez sürecim boyunca, bilgisini ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyerek bana yol gösteren, insani ve ahlaki değerlerini örnek aldığım, değerli danışman hocam Prof. Dr. Gülnaz Marşan'a

Tezin yürütülmesinde yardımlarını esirgemeyen tez izleme komitesi üyeleri, Doç. Dr. Evren Öztaş, Doç. Dr. Gülşilay Sayar ve Doç. Dr. Delal Dara Kılınç'a

Ortodonti eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, her birinden çok şey öğrendiğim Ortodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri Prof.Dr.Hülya Kılıçoğlu, Prof. Dr. Sönmez Fıratlı, Prof. Dr. Nil Cura ve Dr Öğr.Üyesi Muhsin Çifter 'e

Doktora sürecinde zorlukları ve mutlulukları paylaştığımız Ortodonti Anabilim dalındaki asistan arkadaşlarıma,

Varlıkları ile doktora sürecini ve hayatı güzelleştiren, iyi ve kötü günlerde desteklerini hissettiğim arkadaşlarım, Dt. Hande Uzunçibuk, Dt.Elif Erelel ve Dt.Gizem Altundal'a,

Sevgileri, sabırları ve özverileriyle bugüne gelmemde çok büyük emekleri olan, daha ileri gitmem için yolumu hep açan annem Prof. Dr. Ayşe Şule Tamer, babam Mehmet Tamer ve anneannem Ayhan Akçığ'a,

Hayatımın her alanında olduğu gibi, doktora eğitimi ve tez sürecinde de sevgisini ve desteğini her zaman hissettiğim sevgili eşim Orhun Şavkan'a,

2211-Yurt içi Doktora Burs Programı kapsamında sağladığı destekten ötürü TÜBİTAK Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı Birimi'ne

teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

DOKTORA TEZİ ONAYI	ii
BEYAN.....	iii
İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLOLAR LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xiii
ÖZET	xiv
ABSTRACT	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dış Hareketi.....	3
2.2. Dış Hareketi Tipleri.....	3
2.2.1. Tipping (Devrilme):.....	3
2.2.2. Translasyon (Gövdesel Hareket):	5
2.2.3. Tork (Kök Hareketi):	5
2.2.4. Rotasyon (Dönme) Hareketi:	6
2.2.5. Ekstrüzyon (Uzama) Hareketi	6
2.2.6. İntrüzyon (Gömülme) Hareketi:	6
2.3. Kuvvet	6
2.4. Direnç Merkezi	8
2.5. Dönme Merkezi	8
2.6. Moment.....	8
2.7. Ankraj	8
2.7.1. Çekim Boşluklarının Ankraj Planına Göre Kapatılması	9
2.7.2. Ankraj Kontrolü.....	10
2.7.3. Kemik içi Ankraj Yöntemleri (İskeletsel Ankraj Uygulamaları)	11
2.8. Ortodontide İmplantlar ve Kullanımları	11
2.9. Sagittal Yöndeki Malokluzyonlar.....	12
2.9.1. Angle Sınıf I Malokluzyon:	12

2.9.2. Angle Sınıf II Malokluzyon.....	12
2.9.3. Angle Sınıf III Malokluzyon	12
2.10. Sınıf II Malokluzyonlarda Tedavi Yaklaşımları.....	13
2.10.1. Genç Erişkinlerde Kamuflaj Tedavisi	13
2.10.2. Üst İki Küçük Azı Çekimli Tedavi	14
2.11. Diş Hareketlerinin Biyomekaniği.....	14
2.11.1. Sürtünmeli Mekanikler	14
2.11.2. Sürtünmesiz Mekanikler	16
2.12. Ortodontide Retraksiyon Yöntemleri	17
2.12.1. İki Aşamalı Retraksiyon	17
2.12.2. En Masse (Kütlesel) Retraksiyon	18
2.13. Sonlu Elemanlar Analizi.....	20
2.13.1. Sonlu Elemanlar Analizi Avantaj ve Dezavantajları	21
2.13.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Kavramlar.....	21
2.13.3. .Sınır koşulları	23
2.13.4. Sonlu Elemanlar Analizi Çalışma Sistemi ve analiz aşamasında kullanılan Bilgisayar Programları.....	24
2.13.5. .Sonlu Elemanlar Analizinin Ortodontide Kullanımı	27
2.13.6. Ortodonti Alanında Sonlu Elemanlar Analizi ile Yapılmış Çalışmalar.....	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	31
3.1.1. Dişlerin Modellenmesi.....	31
3.1.2. Diş Köklerinin Modellenmesi.....	33
3.1.3. Periodontal Ligamanların Modellenmesi	34
3.1.4. . Üst çene Kemiğinin Modellenmesi	34
3.1.5. Braket, Ark teli ve Retraksiyon çengeli ve Minivida ların Modellenmesi	35
3.2. Sonlu elemanlar Analizi Aşaması ve İşlem Sırası.....	38
3.2.1. Oluşturulan Geometrik Modelin Matematik Modele Dönüştürülmesi.....	38
3.2.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Uygulanması	40
4. BULGULAR.....	47
4.1. Yüksek (12 Mm) Minivida Varlığında Retraksiyon Çengeli Yüksekliğinin Diş Hareketine Etkisinin İncelenmesi.....	47
4.1.1. .X ekseninde Meydana Gelen Yer Değiştirmelerin İncelenmesi.....	47

4.1.2. Y Ekseninde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmelerin İncelenmesi.....	51
4.1.3. Z Ekseninde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmeler.....	54
4.2. Orta Yükseklikte (8 Mm) Minivida Varlığında Çeşitli Retraksiyon Çengellerinin Dış Hareketine Etkilerinin İncelenmesi.....	58
4.2.1. X Eksen Üzerindeki Yer Değiş-tirmelerin İncelenmesi	58
4.2.2. Y Eksen Üzerinde Yer Değiş-tirmelerin İncelenmesi	61
4.2.3. Z Eksen Üzerinde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmeler.....	65
4.3. Alçak (6 Mm) Minivida Varlığında Çeşitli Retraksiyon Çengellerinin Dış Hareketine Etkilerinin İncelenmesi	68
4.3.1. X Eksen Üzerinde Yer Değiş-tirmelerin İncelenmesi	68
4.3.2. Y eksen Üzerinde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmeler	71
4.3.3. Z eksen üzerinde Meydana gelen Yer Değiş-tirmeler	74
4.4. Alçak (5mm) Retraksiyon Çengeli Varlığında Çeşitli Minivida Yüksekliklerinin Dış Hareketine Etkilerinin İncelenmesi.....	77
4.4.1. X Eksen Üzerinde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmelerin İncelenmesi	77
4.4.2. Y Ekseninde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmelerin İncelenmesi	80
4.4.3. Z Eksen Üzerinde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmelerin İncelenmesi	82
4.5. Yüksek (8mm) Retraksiyon Çengeli Varlığında Çeşitli Minivida Yüksekliklerinin Dış Hareketine Etkilerinin İncelenmesi.....	85
4.5.1. X Eksen Üzerinde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmelerin İncelenmesi	85
4.5.2. Y Eksen Üzerinde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmelerin İncelenmesi	87
4.5.3. Z Eksen Üzerinde Meydana Gelen Yer Değiş-tirmelerin İncelenmesi	89
5. TARTIŞMA.....	93
5.1. Amacın Tartışılması	93
5.2. Materyal Methodun Tartışılması	95
5.2.1. Uygulanan Kuvvetin Şiddeti, Uygulama Yeri ve Doğrultusunun Değerlendirilmesi .	95
5.2.2. Eleman Sayısı Tipi ve Malzeme Özelliklerinin Değerlendirilmesi	99
5.2.3. Direnç Merkezlerinin Belirlenmesi	101
5.3. Bulguların Tartışılması	102
5.4. Sonuçlar	113
KAYNAKLAR.....	118
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	130
ÖZGEÇMİŞ	131

TABLolar LİSTESİ

Tablo 3-1: Analiz modelindeki parçalara ait malzeme özellikleri	41
Tablo 4-1 : 1.3- 2.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait X Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	47
Tablo 4-2: 1.3- 2.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Y Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	51
Tablo 4-3: 1.3- 2.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Z Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	55
Tablo 4-4: 1.2- 2.2 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait X Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	58
Tablo 4-5: 1.2- 2.2 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Y Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	61
Tablo 4-6: 1.2- 2.2 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Z Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	65
Tablo 4-7: 1.1- 2.1 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait X Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	68
Tablo 4-8: 1.1- 2.1 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Y Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	71
Tablo 4-9: 1.1- 2.1 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Z Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	74
Tablo 4-10: 1.1- 1.2ve 1.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait X Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	78
Tablo 4-11: 1.1- 1.2ve 1.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Y Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	80
Tablo 4-12: 1.1- 1.2ve 1.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Z Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	83
Tablo 4-13: 2.1- 2.2ve 2.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait X Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	85
Tablo 4-14: 2.1- 2.2ve 2.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Y Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	87
Tablo 4-15: 2.1- 2.2ve 2.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Z Eksenî Yer Değıştirme Bulguları	89
Tablo 4-16: Tüm gruplara ait tüm eksenler üzerindeki yer değıştirme verileri	92

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Kontrollü Devrilme Hareketi	4
Şekil 2-2 Gövdesel Hareket.....	5
Şekil 2-3 Ankraj Tipleri.....	9
Şekil 2-4 Sürtünme kuvveti	15
Şekil 2-5 Sonlu elemanlar analizinde çeşitli eleman örnekleri	23
Şekil 3-1: Diş kavislerinin modellenmesinde kullanılan fantom diş modeli.....	31
Şekil 3-2: Next Engine Lazer tarama cihazı ile dişlerin vestibül ve okluzal yüzeylerinin taranması.....	32
Şekil 3-3: Next Engine tarama cihazı ve entegre çalışan bilgisayar programı görüntüsü	32
Şekil 3-4: Serbest şekillendirme yöntemi ile diş köklerinin oluşturulması	33
Şekil 3-5: Geomagic Design X programı üzerinde elde edilmiş nokta bulutu veri.....	33
Şekil 3-6: Geomagicdesign X programında oluşturulmuş yüzey model görüntüsü.....	34
Şekil 3-7: Solidworks programında diş yapısı etrafında periodontal ligaman oluşturulması	34
Şekil 3-8: Alveol kemiği modellenmesi	35
Şekil 3-9: Solidworks programında ön orta kesici diş braketinin modellenmesi işlemi	35
Şekil 3-10: Ark telinin braket slotu içindeki konumu	36
Şekil 3-11: Braketler içinde pasif seyreden ark teli.....	36
Şekil 3-12: Ark teli ve braketlerin okluzal görüntüsü	36
Şekil 3-13: Ark teli üzerinde retraksiyon çengellerinin konumlandırılması	37
Şekil 3-14: Mini vidalar ve retraksiyon çengelleri ilave edilmiş katı model görüntüsü	37
Şekil 3-15: Analiz ortamına aktarılan model görüntüsü.....	38
Şekil 3-16: ANSYS program ekran görüntüsü ve 6 farklı proje oluşturulması	38
Şekil 3-17: Çalışmamızda kullanılan kuvvet doğrultuları.....	39
Şekil 3-18: ANSYS programı üzerinde analiz aşamaları	40
Şekil 3-19: Program üzerinde yay özelliklerinin tanımlanması	41
Şekil 3-20: Mesh işlemi yapılmadan önce analiz ortamına aktarılmış model.....	42
Şekil 3-21: Diş ile braket arasında bonded(bağlı) kontakt tanımlanması.....	42
Şekil 3-22: Ark teli ile retraksiyon çengeli arasında bonded(bağlı) kontakt tanımlanması	43
Şekil 3-23: Diş yüzeyi ile periodontal ligaman arası "no separation" kontakt tanımlanması.....	43
Şekil 3-24: Braket ve ark teli arasında sürtünmenin tanımlanması	43
Şekil 3-25: 10 nodlu tetrahedron eleman.....	44
Şekil 3-26: Eleman ve nod sayıları.....	44
Şekil 3-27: Renk skalası	46
Şekil 4-1: 1.3.nolu modele ait X eksenli yer değiştirme verileri	48
Şekil 4-2: 2.3.nolu modele Ait X eksenli yer değiştirme verileri.....	48
Şekil 4-3: 12 mm vida varlığında x eksenli üzerinde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	50
Şekil 4-4: 12 mm vida varlığında x eksenli üzerinde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler	50
Şekil 4-5: 1.3.nolu modele ait Y eksenli yer değiştirme verileri	52
Şekil 4-6: 2.3.nolu modele ait Y eksenli yer değiştirme verileri	52

Şekil 4-7: 12 mm vida varlığında y ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	54
Şekil 4-8: 12 mm vida varlığında y ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler	54
Şekil 4-9: 1.3.nolu modele ait Z ekseninde yer değiştirme verileri	55
Şekil 4-10: 2.3.nolu modele ait Z ekseninde yer değiştirme verileri	56
Şekil 4-11: 12 mm vida varlığında z ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	57
Şekil 4-12: 12 mm vida varlığında z ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler	57
Şekil 4-13: 1.2.nolu modele ait X ekseninde yer değiştirme verileri	59
Şekil 4-14: 2.2.nolu modele ait X ekseninde yer değiştirme verileri	59
Şekil 4-15: 8 mm vida varlığında x ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	60
Şekil 4-16: 8 mm vida varlığında x ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler	61
Şekil 4-17: 1.2.nolu modele ait Y ekseninde yer değiştirme verileri	62
Şekil 4-18: 2.2.nolu modele ait Y ekseninde yer değiştirme verileri	62
Şekil 4-19: 8 mm vida varlığında y ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	64
Şekil 4-20: 8 mm vida varlığında y ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler	64
Şekil 4-21: 1.2.nolu modele ait Z ekseninde yer değiştirme verileri	65
Şekil 4-22: 2.2.nolu modele ait Z ekseninde yer değiştirme verileri	66
Şekil 4-23: 8 mm vida varlığında z ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	67
Şekil 4-24: 8 mm vida varlığında y ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler	67
Şekil 4-25: 1.1.nolu modele ait X ekseninde yer değiştirme verileri	69
Şekil 4-26: 2.1.nolu modele ait X ekseninde yer değiştirme verileri	69
Şekil 4-27: 6 mm vida varlığında x ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	70
Şekil 4-28: 6 mm vida varlığında x ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler	71
Şekil 4-29: 1.1.nolu modele ait Y ekseninde yer değiştirme verileri	72
Şekil 4-30: 2.1.nolu modele ait Y ekseninde yer değiştirme verileri	72
Şekil 4-31: 6 mm vida varlığında y ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	73
Şekil 4-32: 6 mm vida varlığında y ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler	74
Şekil 4-33: 1.1.nolu modele ait Z ekseninde yer değiştirme verileri	75
Şekil 4-34: 2.1.nolu modele ait Z ekseninde yer değiştirme verileri	75
Şekil 4-35: 6 mm vida varlığında z ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	77
Şekil 4-36: 6 mm vida varlığında z ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler	77
Şekil 4-37: 5 mm hook varlığında x ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	79

Şekil 4-38: 5 mm hook varlığında x ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler	80
Şekil 4-39: 5 mm hook varlığında y ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	82
Şekil 4-40: 5 mm hook varlığında y ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler	82
Şekil 4-41: 5 mm hook varlığında z ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	84
Şekil 4-42: 5 mm hook varlığında z ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler	84
Şekil 4-43: 8 mm hook varlığında x ekseninde vida yüksekliğinin değişmesi ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	86
Şekil 4-44: 8 mm hook varlığında x ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler	86
Şekil 4-45: 8 mm hook varlığında Y ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	88
Şekil 4-46: 8 mm hook varlığında y ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler	89
Şekil 4-47: 8 mm hook varlığında z ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler	91
Şekil 4-48: 8 mm hook varlığında z ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler	91
Şekil 5-1: Mini vida konumlandırılması için uygun alanlar	97

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

FEM: Sonlu Elemanlar Methodu

N: Newton

Oz: Ons

MPa: Megapaskal

MRI: Magnetik Rezonans Görüntüleme

BT: Bilgisayarlı Tomografi

mm: Milimetre

Pdl: Periodontal ligaman

DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine

U1: Üst orta kesici diş

U2: Üst yan kesici diş

U3: Üst kanin diş

U5: Üst 2. Küçük azı dişi

U6: Üst 1. Büyük azı dişi

ÖZET

Şavkan, İ.. Mini vida Destekli En Masse Retraksiyon Uygulamalarında Farklı Kuvvet Doğrultularının Diş Hareketi Üzerine Etkilerinin Fem Analizi ile İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2020.

Çalışmamızın amacı, üst 1. premolar çekimli olgularda mini vidalardan destek alınarak yapılan en masse retraksiyon uygulamalarında farklı kuvvet doğrultularının diş hareketi üzerindeki etkilerinin FEM analizi ile incelenmesidir.

Çalışmamızda anterior bölgenin kütleli retraksiyonunun sağlanması amacıyla, ark teli üzerinde lateral ve kanin dişler arasına yerleştirilmiş retraksiyon çengelleri ile, 2. küçük azı ve 1. büyü kazı dişlerin kökleri arasına yerleştirilmiş mini vidalar arasında kapatıcı yaylar vasıtasıyla 200 gr şiddetinde kuvvet uygulanması simüle edilmiştir. Farklı kuvvet vektörlerinin simüle edilmesi amacıyla, ark telinden itibaren 5 mm ve 8 mm olmak üzere iki farklı yükseklikte retraksiyon çengeli ile; 6, 8 ve 12 mm olmak üzere üç farklı yükseklikte mini vidanın yerleştirildiği altı analiz modeli oluşturulmuştur. Ön ve arka dişlerde meydana gelen yer değiştirmeler FEM analiziyle uzayın üç yönünde incelenmiştir.

Analiz sonucunda, retraksiyon çengeli yüksekliğinin artması ile birlikte kesiciler bölgesinde meziodistal yönde meydana gelen devrilme miktarında artış gözlenmiştir, posterior bölgede ise vida yüksekliğinin artması ile birlikte meziodistal yönlü devrilme miktarında azalma gözlenmiştir.

Bukkopalatinal yönde alçak retraksiyon çengeli kullanıldığında, vida yüksekliğinin artması ile birlikte palatinal yönlü devrilme hareketi azalırken, yüksek retraksiyon çengeli kullanıldığında, vida yüksekliği arttıkça palatinal yönlü devrilme miktarının da arttığı görülmüştür. Posterior bölgede ise, vida yüksekliğinden bağımsız olarak alçak retraksiyon çengeli bukkal yönde daha fazla devrilmeye yol açmıştır. Vida yüksekliğinin artması ile birlikte ise bukkal yöndeki devrilme miktarı artmıştır.

Vertikal yönde anterior bölgede, retraksiyon çengeli yüksekliği arttıkça, meydana gelen intrüzyon miktarı artmıştır, posterior bölgede ise ekstrüzyon meydana gelmiş olup, hareket miktarı hook yüksekliğinin artması ile birlikte artmıştır. Alçak retraksiyon çengelinin kullanıldığı durumda, anterior bölgede vida yüksekliğindeki artış süperior yönlü hareket miktarını arttırmıştır.

Anahtar Kelimeler : Ortodonti, Sonlu Elemanlar Analizi, En Masse Retraksiyon, Mini vida, Kuvvet vektörleri

ABSTRACT

Şavkan, İ. Finite Element Analysis of Different Force Directions in Miniscrew Assisted En Masse Retraction Cases. İstanbul University, Institute of HealthScience, Department of Orthodontics, PHD Thesis. İstanbul. 2020.

This study aims to evaluate the effects of different force directions on tooth movement in miniscrew assisted en masse retraction.

En masse retraction of anterior teeth is simulated by applying 200g of force via a closing coil between a power arm located on the main archwire between lateral and canine, and a miniscrew between the roots of 2nd premolar and 1st molar. To simulate different force vectors, 6 analysis models are created by applying force from two different levels of power arm (5mm, 8 mm) to three different levels of miniscrew (6, 8, 12 mm). FEM Analysis is used to evaluate displacements in three planes. Analysis results reveal that, an increase in the length of retraction hook, increases the amount of mesiodistal tipping of anterior teeth. Mesiodistal tipping of posterior teeth tends to decrease as the height of miniscrew increases.

On buccopalatal plane, when low retraction hook is used, palatal movement of anterior teeth increases when the miniscrew height is decreased, however when high retraction hook is used palatal tipping of anterior teeth increases. More buccal tipping of posterior teeth is examined when low retraction hook is used. As the miniscrew height increases buccal tipping of posterior teeth tends to increase.

On vertical plane, as the length of the retraction hook increases, more intrusion is detected on anterior teeth, extrusion is seen in posterior area and the amount of movement increases when the retraction hook length is increased. When low retraction hook is used, an increase in miniscrew height increases the amount of superior movement.

KeyWords: Orthodontics, Finite elements analysis, en masse retraction, miniscrew, force directions

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Birinci küçük azı dişlerin çekimi ile tedavi edilen, ve ön bölge dişlerin maksimum ankraj ile retraksiyonunu gerektiren bialveolar dişsel protrüzyon vakalarında ankraj ünitesi olarak mini vidaların kullanımı günümüzde oldukça yaygınlaşmış durumdadır. Ortodonti pratiğinde çekim gerektiren vakalarda mini vida ankraji uygulanacağına kullanılan mekaniklerden biri de mini vida ile ark teli üzerine yerleştirilen bir kanca arasında retraksiyon kuvveti uygulanması ile yapılan kütleli (en masse) retraksiyon uygulamalarıdır (1,2).

En masse retraksiyon uygulamalarında minivida kullanımı ankraji kuvvetlendirmekle kalmayıp, yerleştirildiği yere göre farklı yönlerde kuvvet uygulanmasına olanak sağlayarak, istenen yönde diş hareketini mümkün kılmaktadır (3,4) .

Bu mekanikler her ne kadar ankraj problemini kolayca çözerek , anterior dişlerin retraksiyonuna olanak sağlasa da minividadan dentisyona uygulanan eksternal bir kuvvet, dişler ve tüm dentisyon üzerinde rotasyonel etkilere yol açabilmektedir. Bu nedenle elde edilecek diş hareketinde mini vidanın konumu ve anterior retraksiyon çengelinin yüksekliği büyük önem taşımaktadır (3).

Bu çalışmanın amacı, minivida destekli en masse retraksiyon uygulamalarında vida ve retraksiyon çengeli yüksekliklerinin değiştirilmesi ile, farklı yüksekliklerde vida ve çengeller arasında kuvvet uygulanmasının anterior ve posterior segmentte oluşacak diş hareketleri üzerine etkisinin sonlu elemanlar analizi ile uzayın 3 yönünde incelenmesidir.

Sonlu elemanlar analizi, mühendislik, biyomühendislik gibi alanlarda yapılan çalışmalarda yaygın olarak kullanılan bir methoddur. Bilgisayar teknolojilerine erişimin kolaylaşması ve bu alanda meydana gelen gelişmelerle birlikte, bu yöntem diş hekimliği alanında da sıklıkla kullanılır olmuştur (5). Özellikle geçtiğimiz 10 yıl içinde oldukça popüler hale gelen sonlu elemanlar analizi ,dental biyomekanik alanında yapılan çalışmalarda kullanılmaktadır. Bu alanda, kemik doku ve implantların etrafında oluşan streslerin belirlenmesi, dental aletler ve kullanılan materyallerin

dayanıklılıklarının incelenmesi,implant ve miniplaklar için optimum lokasyonun tespit edilmesi gibi alanlarda kullanılmaktadır (6).

Biyolojik problemlere basit matematiksel çözümler üreten bu yöntem ortodonti alanında da güncel bir araştırma methodudur.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hareketi

Dişler alveol kemiği içinde, fizyolojik diş sürme hareketi neticesiyle veya ortodontik apareyler ile oluşturulan gerilimler sonucunda hareket eder (7). Ortodontik diş hareketi, mekanik gerilmelere karşı oluşan biyolojik bir cevap, yani fizyolojik alveolar kemik adaptasyonu ile, periodonsiyumda meydana gelen geri dönüşebilir hasarın kombine olduğu bir olay olarak tanımlanmaktadır (7,8). Ortodontik aygıtların dişler üzerinde yarattığı mekanik uyarılar, kemikte apozisyon veya rezorpsiyona yol açarak diş hareketini oluşturur (8).

Diş eksi eden kuvvet sistemi aynı zamanda periodonsiyumda da bir gerilme yaratır. Periodontal ligaman diş hareketinin temel yönlendiricisi olarak rol alır ve buradaki gerilme ve şekil değıştirmeler diş hareketini başlatır. Periodontal ligamanın yüzey alanı ve kök morfolojisi de hareketi başlatacak olan bu gerilmeleri doğrudan etkilemektedir (9,10). Periodontal ligamanda meydana gelecek olan gerilmeler, farklı tür diş hareketlerinde farklı şekillerde ortaya çıkmaktadır (8).

2.2. Diş Hareketi Tipleri

Ortodontik kuvvetlerin etkisiyle dişte oluşacak hareketin tipi uygulanan kuvvet sistemi ile doğrudan ilişkilidir. Kuvvet sistemi brakete uygulanan kuvvet ve bunun neticesinde meydana gelen momentler ile periodonsiyumdaki kuvvet dağılımlarından oluşur (10). Temel olarak tipping, translasyon, kök hareketi, rotasyon, intrüzyon ve ekstrüzyon olmak üzere 6 tip ortodontik diş hareketinden söz etmek mümkündür. Her hareket tipi farklı doğrultu, büyüklük ve uygulama noktasına sahip kuvvet ve momentlerin sonucu olarak ortaya çıkmaktadır (12).

2.2.1. Tipping (Devrilme):

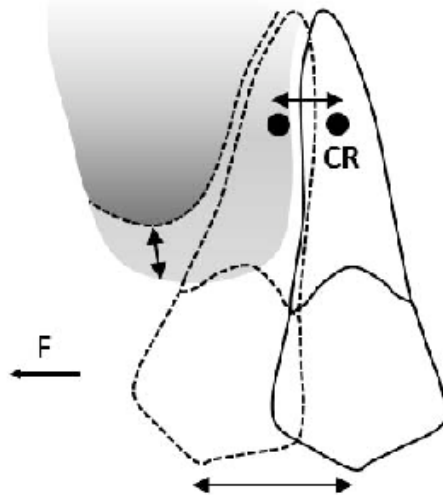
Tipping (devrilme) hareketi periodontal ligamanın yalnızca belirli bölgelerinde basınç oluşturan en basit ortodontik hareket türüdür (8,13). Devrilme hareketi elde etmek için dişin krununa tek bir noktadan kuvvet uygulamak yeterlidir (8).

Devrilme hareketinde diş krununda köke göre daha fazla hareket görülür. Bu hareket tipinde rotasyon merkezi dişin direnç merkezine göre daha apikalde konumlanmaktadır (8).

Ortodontik kuvvetler sonucunda, rotasyon merkezinin konumuna göre, 2 tür devrilme hareketi meydana gelmektedir. Kontrolsüz devrilme, dişin rotasyon merkezinin kök apeksi ile direnç merkezi arasında bulunması halinde meydana gelen hareket iken, kontrollü devrilmede dişin rotasyon merkezi kök apeksinde yer alır (12).

Kontrolsüz devrilme dişte ortodontik bir kuvvet uygulandığında meydana gelebilecek en basit diş hareketi olarak tanımlanır. Bu hareket neticesinde kök apeksi ve krun seviyesinde maksimum stresler ortaya çıkar. (Şekil 2-1)

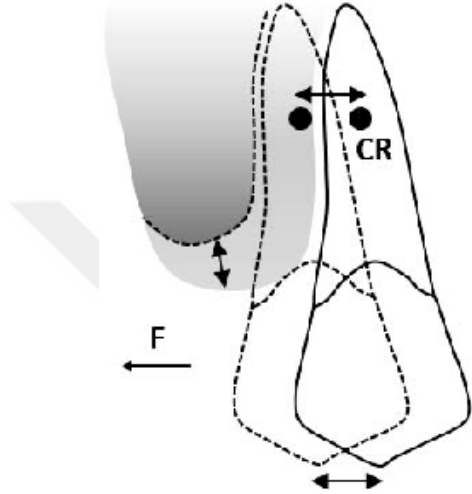
Diş krun hizasından uygulanan bir kuvvet ve kök apeksinin yerini koruyacak bir moment etkisi ile ise kontrollü devrilme hareketi meydana gelir. Özellikle protrüziv kesici dişlerin varlığında, genellikle kök apeksi ideal pozisyonundadır ve hareket ettirilmesine gerek yoktur. Bu tür hastalarda kontrollü devrilme hareketi oluşturulmak istenir (12).



Şekil 2-1: Kontrollü Devrilme Hareketi

2.2.2. Translasyon (Gövdesel Hareket):

Translasyon hareketinde, dişin kök ucu ve kuruunu aynı anda aynı yöne doğru, aynı miktarda hareket etmektedir. Bu hareket türünde kök boyunca periodontal ligamanda oluşan gerilmeler eşit olarak dağılmaktadır, ve rotasyon merkezi sonsuzda yer almaktadır (8,12). (Şekil 2-2).



Şekil 2-2 Gövdesel Hareket

2.2.3. Tork (Kök Hareketi):

Tork hareketi dişin kök ucunda meydana gelen devrilme hareketi olarak tanımlanabilir (13). Bu hareket türünde kuruu sabit tutulurken kök ucunda hareket meydana getirilerek dişin aksiyal yöndeki eğimi değiştirilir. Tork hareketinde dişin rotasyon merkezi kesici kenarda veya braket üzerinde yer alır (12). Tork hareketi esnasında kök ucunda meydana gelen stresler bu bölgede yıkıcı rezorpsiyona neden olarak diş hareketini yavaşlatır. Diş hareketini yavaşlatması nedeniyle bu tür diş hareketi ankraj arttırma amacıyla da kullanılabilir (12). Ortodonti pratiğinde kök hareketi çoğunlukla tork hareketi olarak adlandırılır. Oluşacak kök hareketi miktarı braket slot genişliği, tel boyutu, tel ile braket arasındaki play miktarı, dişin pozisyonuna bağlı olarak değişmektedir (12).

2.2.4. Rotasyon (Dönme) Hareketi:

Rotasyon dişin dönme hareketidir ve meydana gelmesi için bir kuvvet çiftine ihtiyaç vardır. Dişin direnç merkezinde net bir kuvvet etkisi bulunmadığında rotasyon hareketi meydana gelir (12). Rotasyon hareketi yapan bir dişte periodontal ligaman üzerinde iki gerilme, iki sıkışma alanı meydana gelir, ve diş direnç merkezinin etrafında döner (13).

2.2.5. Ekstrüzyon (Uzama) Hareketi

Ekstrüzyon hareketi vertikal yönde meydana gelir. Dişlerin okluzal düzleme doğru hareket etmesi, yani uzama hareketi olarak tanımlanır (14). Bu hareket tipinde, periodontal ligaman içinde hiçbir alanda sıkışma oluşmaz, sadece gerilme alanları oluşur (13). Ortodontik kuvvetler neticesinde uzama hareketi gösteren dişte, periodontal lifler uzar, ve bu uzamış liflerin oluşturduğu gerilme ile birlikte alveolar kret üzerinde yeni kemik oluşumu meydana gelir (13). Ekstrüzyon hareketinde amaç alveol kemiğini diş ile birlikte hareket ettirmek olduğundan, bu hareket tipinde ağır kuvvetler uygulanmamalıdır (8).

2.2.6. İntrüzyon (Gömülme) Hareketi:

Dişin apikal yönde hareketi, yani çene kemiğine alveol ile birlikte gömülme hareketidir. İntrüzyon hareketinde kuvvet, dişin apeksinde çok küçük bir noktada yoğunlaştığı için dişe intrüzyon hareketi yaptırılırken çok hafif kuvvetler uygulanması gerekir (13). Bu hareketi ortodontide en zor elde edilen diş hareketlerinden biri olarak bilinir (8).

2.3. Kuvvet

Fizik alanında kuvvet, duran bir cismi hareket ettiren veya hareket halinde bir cismi durduran, cismin yönünü ve şeklini değiştiren etki olarak tanımlanır ve Newton birimi ile ölçülür (14,15). Ortodonti pratiğinde ise gram, onz veya Newton cinsinden ifade edilir (15,16).

Ortodontide kuvvet, diş direnç merkezi doğrultusunda uygulanan ve dişin hareket etmesine neden olan bir biyomekanik enerjidir (14). Ortodontik kuvvetler periodontal ligaman ve alveoler süreçler üzerine etki gösterirken, ortopedik kuvvetler çok daha şiddetli olup çenelerin bazal kısımları üzerine etkiyen kuvvetlerdir (13).

Kuvvet vektörel bir büyüklüktür ve , doğrultu, yön, şiddet, uygulama noktası gibi özelliklere sahiptir (15). Ortodontik olarak devamlı veya kesikli olmak üzere iki farklı tipte kuvvet uygulanması mümkündür. Günümüzde kullanılan sabit ortodontik aygıtlar ark teli üzerine hafif şiddette, devamlı kuvvet uygulanması esasına dayanır (13). Ortodontik kuvvetin şiddeti gram veya onz ile ifade edilir. Buna göre hafif kuvvetler, dişin hareketlerinin ve ankrajının kontrolünün daha kolay olduğu, dişin hareket etme eşiğinin üzerinde, direkt kemik rezorpsiyonuna neden olan kuvvetlerdir (15). Optimum diş hareketi elde edilebilmesi için, optimum düzeyde ve sürekli kuvvet uygulanmalıdır, bu sayede hem enerji hem de zaman kaybı minimum olur. Ağır kuvvetler ise periodonsiyumda sıkışma yaratarak, hyalinizasyona, ve bunu takiben indirekt kemik rezorpsiyonuna yol açmaktadır. Bu tür kuvvetler uygulandığında kolayca ankraj kaybı yaşanabilmektedir (8,15). Aynı zamanda ortodontik kuvvetlerde kuvvetin periodontal ligaman üzerine dağılımı ve süresi de son derece önemlidir. Örneğin devrilme hareketinde kuvvetler kökün tek bir tarafında ve apeks bölgesinde yoğunlaşırken, translatif hareketlerde tüm kök yüzeyine ve alveol kemiğine eşit biçimde dağılmaktadır (16).

Optimal Kuvvet

Literatürde ortodontik diş hareketi için periodontal ligaman içerisinde ideal mekanik koşulları oluşturacak optimal kuvvet seviyesi hakkında geçmişten bugüne farklı görüşler ortaya atılmıştır. Optimal kuvvet düzeyinin ne kadar olduğu tartışılrsa da, periodontal ligamanda yeterli biyolojik cevabın oluşması için gerekliliği kesindir (17,18). Optimal kuvvet düzeyi hakkında klasik bilgi Schwarz'a (19) aittir. Araştırmacı optimal kuvveti doku basıncını, kılcal damarlardaki basınç kadar değiştirecek bir kuvvet olarak tanımlamıştır (19). Sonrasında Oppenheim, bu tanımlı modifiye ederek optimal kuvvet düzeyini diş hareketine geçirecek en düşük kuvvet seviyesi olarak tanımlamıştır (20).

Günümüzde ise optimal kuvvet, mümkün olan en hızlı diş hareketini hastaya minimum rahatsızlık vererek ve dokuda hasar oluşturmaksızın ortaya çıkarabilen kuvvet miktarı olarak tanımlanmaktadır. Optimum kuvvet miktarı her hasta ve diş için farklılık gösterebilmektedir (18).

2.4. Direnç Merkezi

Diş üzerine etki eden kuvvetlerin bileşkesinin etki çizgisinin, dişin uzun eksenini kestiği noktaya direnç merkezi denir (16). Direnç merkezi diş hareketinde en önemli referans noktası olarak kabul edilir ve dişe direnç merkezinden uygulanan kuvvetler translasyon hareketine yol açar (21).

2.5. Dönme Merkezi

Dönme merkezi dişin etrafında dönme hareketi yaptığı noktadır. Dişe bir kuvvet çifti uygulandığında, bu nokta dişin direnç merkezi ile çakışır. Translasyon hareketi gerçekleştiğinde, dönme merkezi sonsuzda yer alır, yani dönme hareketi meydana gelmez (8,16).

2.6. Moment

Moment bir kuvvetin dişte dönme veya devrilme hareketi oluşturma eğilimi olarak tanımlanır. Fizikte moment miktarı dişe uygulanan kuvvet ile direnç merkezinden bu kuvvetin etki çizgisine çizilen dikmenin uzunluğunun çarpımı ile hesaplanır. Ortodonti pratiğinde moment, gram milimetre (gmm) cinsinden ifade edilir. Direnç merkezinden geçen kuvvetler kuvvetin direnç merkezine olan mesafesi sıfır olduğundan moment oluşturmaz, dolayısıyla dişte dönme hareketi meydana gelmeyip translasyon hareketi gerçekleşir (16).

2.7. Ankraj

Ortodontik tedavide dişler çeşitli kuvvet ve momentlere maruz kalırlar. Ankiloz durumu dışında dişler hareketsiz değildirler, periodontal aralık içerisinde devamlı bir hareket halindedirler (22). Dişler üzerlerine etkiyen kuvvetler neticesinde, Newton'un etki- tepki prensibi gereği her zaman aynı şiddette ancak zıt yönde, resiprokal kuvvetler ortaya çıkar (23). İstenmeyen diş hareketlerini engellemek ve tedavide başarılı sonuçlara ulaşabilmek için oluşan resiprokal kuvvetlerin kontrol altında tutulması gereklidir.

Ankraj ortodontide bir veya bir grup dişin, diş hareketine karşı olan direnci olarak tanımlanır (24). Ortodontik tedavilerin başarısında kritik rol oynayan ankraj, mutlaka tedavinin başında planlanmalı ve tedavi boyunca kontrol altında tutulmalıdır. Ortodontide bir diş, diş grubu veya tüm diş kavsi ankraj olarak alınabileceği gibi

palatum durum, ense , kafatası, alveol kemiği gibi anatomik bölgeler de harekete karşı direnci sağlamak için kullanılabilir (23,24). Ankraj ihtiyacı özellikle diş çekimi yapılmış vakalarda boşluk kapatılması esnasında büyük önem taşımaktadır.

2.7.1. Çekim Boşluklarının Ankraj Planına Göre Kapatılması

Boşluk kapatılması iki diş veya iki diş grubu arasındaki boşluğun dişlerin birbirlerine doğru hareketini ifade eder. Vakanın ihtiyaçlarına göre bir diş veya diş grubu aktif ünite olurken, diğeri pasif veya reaktif ünite olarak nitelendirilir. Bu iki ünite diş hareketi esnasında tamamen farklı roller üstlenir, aktif ünite diş hareketinin tamamına yakını gerçekleştirirken, reaktif ünite, aktif ünitenin hareketini kolaylaştıracak biçimde bir direnç oluşturur, yani ankraj görevi üstlenir (12). Çekimli ortodontik tedavilerin gündeme gelmesinden itibaren çok sayıda ankraj kontrolü ve boşluk kapama prosedürü gündeme gelmiş ve geliştirilmiştir. Ortodontik tedavilerde olgunun ihtiyacına göre, posterior dişlerin protraksiyonu, anterior dişlerin retraksiyonu veya ikisinin kombinasyonu ile çekim boşluğu kapatılabilir (8). Farklı klinik ihtiyaçlara göre boşluk kapamada ankraj düzeni temel olarak 4 kategoride incelenebilir. (Şekil 2-3).



Şekil 2-3 Ankraj Tipleri

Tüm diş hareketleri aktif üniteye görülüyor, ve pasif üniteye hareket meydana gelmiyorsa, bu durum “absolute(mutlak) ankraj” olarak tanımlanır. Klinik olarak absolute ankrajı elde etmek oldukça zor olsa da iskeletsel ankraj uygulamalarının gündeme gelmesi ile giderek mümkün hale gelmektedir.

Çekim boşluğunun büyük bir kısmı aktif ünitenin hareketi ile kapanıyor, ankraj ünitesinde çok az hareket meydana geliyorsa bu durum maksimum ankraj veya A grubu ankraj olarak tanımlanır (12). Maksimum ankrajda çekim boşluğunun %75'i anterior dişlerin retraksiyonu, %25'i ise posterior dişlerin protraksiyonu ile kapatılır (8).

Boşluk aktif ve pasif ünitelerin eşit miktarda birbirlerine doğru hareketi ile kapanıyor ise, buna B grubu ankraj, yani moderate ankraj denir. Bu ankraj tipinde çekim boşluğu anterior dişlerin retraksiyonu ve posterior dişlerin protraksiyonunun kombinasyonu neticesinde kapatılır(8).

Çekim boşluğunun tamamına yakınının arka grup dişlerin hareketi ile kapandığı, aktif üniteye çok az hareketin bulunduğu ankraj tipi, C grubu , yani minimum ankraj olarak tanımlanır. Minimum ankraj olgularında, çekim boşluğunun %75 i posterior dişlerin protraksiyonu ile kapatılırken, %25i anterior dişlerin retraksiyonu ile kapatılır (8,12).

2.7.2. Ankraj Kontrolü

Ortodontik tedavilerde başarıyı etkileyen en önemli faktörlerden biri ankraj kontrolüdür. Ankraj kontrolünü sağlamak için kullanılacak yöntemin belirlenmesi ortodontik tedaviye başlamadan önce atılması gereken ilk adımdır. Ankraj kontrolünün sağlanması için ağız içi veya ağız dışı yöntemler kullanılabilir. Ortodontik tedavilerde ankraj sağlanması amacıyla tek bir diş veya diş grubu kullanılabilirdiği gibi, tüm diş kavsi veya palatum durum bölgesinden de destek alınabilir. Ağız dışından ankraj alınmak istendiğinde ense, çene ucu ve kafatası bölgeleri kullanılmaktadır (8).

Ağız dışı ankraj yöntemleri her ne kadar iyi bir ankraj kontrolü sağlasa da önemli ölçüde hasta kooperasyonu gerektirmesi kullanımlarını sınırlandırmaktadır. Ağız içi ankraj kuvvetlendirme yöntemlerine bakıldığında ise Nance aygıtı (25,26), transpalatal ark (25,27) ,çeneler arası lastik kullanımı, destek alınan diş sayısının artırılması ve ankraj arttırıcı bükümler uzun yıllar ortodonti alanında ankraj kontrolünün sağlanmasında kullanılmıştır (8,28).

Ancak mutlak (absolute) ankrajın sağlanması konvansiyonel ağız içi ve ağız dışı yöntemlerle mümkün olamamakta, istenirse de mutlaka destek dişlerde bir hareket meydana gelmektedir. Pasif üniteye hiç bir hareket meydana gelmesinin istenmediği durumlarda iskeletsel ankraj uygulamaları oldukça etkili olmaktadır (29).

2.7.3. Kemik içi Ankraj Yöntemleri (İskeletsel Ankraj Uygulamaları)

Mutlak (absolute) ankrajın sağlanması, yani diş ünitelerinde hiç bir resiprokal hareket meydana gelmeden diş hareketinin gerçekleşmesi için, kemik içi ankraj yöntemleri kullanılmaktadır. Bu durumda diş hareketine karşı direnç olarak kemik dokusunun mukavemeti kullanılmaktadır (30). Kemik destekli ankraj sistemlerini ifade etmek için, “ekstraalveolar ağız içi kemik destekli ankraj sistemi”, “geçici ankraj üniteleri”, “ ortodontik implant” gibi çeşitli terimler kullanılmaktadır (31). Kemik ankrajı için osseointegre dental implantlar (32), palatal implantlar (32), minivida lar(33), ve çeşitli ankraj plakları kullanılabilmektedir (34,35).

2.8. Ortodontide İmplantlar ve Kullanımları

Ortodontide ankraj elde etmek amacıyla mini implantların kullanılmaya başlaması ile, hasta kooperasyonuna bağlı kalınsızın maksimum ankraj desteği sağlanabilmiş, aynı zamanda ortodontik olarak elde edilebilen diş hareketinin miktarı da artmıştır.

İskeletsel ankraj desteğinin sağlanması için protetik amaçla yerleştirilmiş implantlar kullanılabileceği gibi, sadece ortodontik amaçlı ankraj elde etmek için kullanılan mini implantlardan da faydalanılabilir (32).

Mini implant, minivida, mikroimplant terimlerinin hepsi iskeletsel ankraj aygıtlarını ifade etmek için kullanılmaktadır. Minivida lar çeşitli çap ve uzunluklarda olabilmekte, aynı zamanda baş kısımları da kullanılacak mekaniğe göre çeşitli şekillerde dizayn edilebilmektedir. Ortodontide ankraj amaçlı kullanılan minivida ların çapları 1,2 ila 1,6 mm arasında değişmektedir, vida ların uzunlukları ise yeterli kemik integrasyonunun sağlanması amacıyla mandibulada minimum 5 mm, maksillada minimum 6 mm olmalıdır. Vidanın uzunluğu belirlenirken, yerleştirilecek olan bölgedeki yumuşak doku kalınlığı, kemik kalitesi değerlendirilmelidir. Anatomik yapılara zarar vermeyecek şekilde olabildiğince uzun ve geniş çaplı bir implant kullanılması daha iyi bir mekanik tutuculuk sağlanması açısından her zaman tercih sebebidir (36).

2.9. Sagittal Yöndeki Malokluzyonlar

Ortodontik kapanış anomalileri uzayın üç boyutunda da gözlenmekte, ve her düzlemde ayrı ayrı sınıflandırılmaktadır. Sagittal (ön arka) yönde ortodontik anomalilerin sınıflandırılmasında en yaygın olarak kullanılan sınıflama Angle tarafından yapılmıştır (37). 1890 yılında Edward H. Angle tarafından geliştirilen bu sınıflamada üst 1. Büyük azı dişinin yeri değişmez olarak kabul edilerek, alt 1. Büyük azı dişinin bu dişe göre daha mezialde veya distalde kapanış göstermesine göre ortodontik anomalileri sagittal yönde sınıflandırmıştır (37). Angle Sınıflamasına göre anomaliler 3 sınıfa ayrılarak incelenmektedir.

2.9.1. Angle Sınıf I Malokluzyon:

Angle sınıflamasına göre Sınıf I okluzyonda alt ve üst dişler nötral kapanışta olup, dişlerin birbirlerine göre ilişkileri normaldir. Bu tip malokluzyonda anomali diş dizilerinin kendi içinde görülen çapraşıklık, rotasyonlar, diastemalar ile karakterizedir (8,37).

2.9.2. Angle Sınıf II Malokluzyon

Angle Sınıf II tip malokluzyonda, alt 6 yaş dişleri üst 6 yaş dişlerine kıyasla distalde konumlanmaktadır Bu malokluzyon türü aynı zamanda distal kapanış olarak da adlandırılmaktadır.(37) Angle Sınıf II malokluzyonun iki alt sınıfı bulunmaktadır.

2.9.2.1. Angle Sınıf II Divizyon 1 Anomali

Büyük azılar bölgesinde distal kapanış gözlenirken, anterior bölgede artmış overjetin gözleendiği malokluzyon türüdür (37).

2.9.2.2. Angle Sınıf II Divizyon 2 Anomali

Büyük azılar bölgesinde distal kapanışın gözleendiği, ancak anterior bölgede overjetin azalmış, üst ve alt kesici dişlerin retrüziv pozisyonda olduğu malokluzyon türüdür (37).

2.9.3. Angle Sınıf III Malokluzyon

Bu malokluzyon tipinde okluzyonun anahtarı olan üst 1. büyükazı dişlerine göre alt büyük azı dişleri daha mezialde kapanış göstermektedir; bu nedenle bu anomaliye mezial okluzyon da denilmektedir (8).

2.10. Sınıf II Malokluzyonlarda Tedavi Yaklaşımları

Sınıf II malokluzyonlar sadece diş dizilerini kapsayabileceği gibi, kraniofasial yapıları ilgilendiren iskelet seviyesindeki bozukluklarla da ilintili olabilir. Sınıf II malokluzyona sahip, büyümekte olan hastalarda, malokluzyon iskeletsel seviyede ise tedavi alternatifi, headgear gibi ağız dışı apareyler veya fonksiyonel aygıtlar vasıtasıyla kraniofasial yapıların büyümelerinin yönlendirilmesi olabilmektedir. Bunun yanı sıra yalnızca diş dizilerini ilgilendiren dişsel seviyede bir malokluzyon varlığında, diş çekimi yapılarak, veya yapılmaksızın Sınıf II elastikler ile desteklenen sabit ortodontik tedaviler bir tedavi alternatifi oluşturabilmektedir (38). Erişkin vakalarda ise mevcut malokluzyon, diş çekimleri veya Sınıf II elastik kullanımı ile desteklenen sabit tedaviler ile düzeltilebileceği gibi, daha şiddetli vakalarda ortodontik hazırlığı takiben ortognatik cerrahi prosedürleri de devreye girebilir. Sınıf II malokluzyon tedavisinde kullanılan headgear ve elastik kullanımı gibi yöntemler önemli ölçüde hasta kooperasyonu gerektirdiğinden günümüzde artık hasta kooperasyonunu minimuma indirecek olan yöntemlere yönelim oluşmaktadır (38).

2.10.1. Genç Erişkinlerde Kamuflej Tedavisi

Ortodontide kamuflej tedavisi, malokluzyonun dişsel boyutta düzeltilerek, mevcut iskeletsel problemin daha az dikkat çekici hale getirilerek düzeltilmesi olarak tanımlanabilir (39). Bu amaca ulaşmak için, vakanın durumu ve ihtiyaçları göz önüne alınarak, Sınıf II elastikler yardımı ile çekimsiz ortodontik tedaviler uygulanabileceği gibi, üst büyük azı dişlerinin distalizasyonu, veya küçük azı dişlerinin çekimi yapılarak üst kesici dişlerin retraksiyonu gibi tedavi yöntemleri uygulanabilir. Proffit (8)e göre çene ilişkilerinde uyumsuzluk olan bireylerde diş çekimleri ile kesici ve molar ilişkilerinin düzeltilmesi, bu sayede yüz estetiğine katkı sağlanması bir kamuflej tedavisidir. Kamuflej tedavisinin temel prensibi, iskeletsel problemin maskelenmesi için birinci küçük azı dişlerinin çekimini takiben, anterior segmentin retraksiyonudur (8). Sınıf II olgularda, artmış overjetin düzeltilmesi, ve Sınıf I kanin ilişkisine ulaşılması küçük azı çekim prosedürlerinin esas hedefidir. Bu amaçla , genellikle üst iki küçük azı çekimi, veya alt –üst toplam 4 küçük azı çekimi yapılmaktadır (40).

2.10.2. Üst İki Küçük Azı Çekimli Tedavi

Yalnızca üst çeneden iki küçük azı diş çekimi yapılarak uygulanan kamuflaj tedavisi genellikle alt çenede çapraşıklık veya sefalometrik bir uyumsuzluk bulunmadığı durumlarda endikedir.(8,40) Sınıf II bir olguda üst dentisyonun retraksiyonu hedeflenerek üst çeneden diş çekimi yapıldığı durumda posterior bölgede ankrajın sağlanması büyük önem taşımaktadır (40). Janson ve ark. yaptıkları çalışmada iki küçük azı çekimi yapılarak gerçekleştirilen Class II kamuflaj tedavileri neticesinde elde edilen okluzal sonuçların 4 premolar çekimli tedavilere kıyasla daha başarılı olduğunu, overjetten meydana gelen azalmanın daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Benzer şekilde tedavi sonunda overbite da meydana gelen artış da 4 premolar çekimli tedavilerde daha fazla olmaktadır(40). Üst iki küçük azı çekimi ile tedavi edilen Class II vakalarda, premolar çekimleri overjetin azaltılması ve Sınıf I kanin ilişkisine ulaşılması amacıyla yapılırken, tedavi sonunda azılar bölgesinde Sınıf II kapanışın düzeltimi hedeflenmemektedir.(40).

2.11. Diş Hareketlerinin Biyomekaniği

Çekimli ortodontik tedavilerde çekim boşluğunun kapatılması için çeşitli biyomekanik prensiplerden yararlanılır. Diş boşlukları sürtünmeli(kaydırmalı mekanikler) veya sürtünmesiz(kapatici loop mekanikleri) mekanikler aracılığı ile kapatılabilir.

2.11.1. Sürtünmeli Mekanikler

Sürtünme kuvveti, birbiri üzerinde kaymakta olan iki cisim varlığında; istenilen hareket yönünün aksi yönünde meydana gelen ve harekete karşı direnç gösteren bir kuvvet olarak tanımlanır(41). Birbiri üzerinde kayarak hareket eden iki cisim arasında, Sürtünme kuvveti komponenti (F) ve normal kuvvet komponenti olmak üzere iki kuvvet komponenti ortaya çıkmaktadır. Sürtünme kuvveti ile normal kuvvet komponenti, $F = \mu N$ olacak şekilde doğru orantı göstermektedir, burada μ sürtünme katsayısı olarak tanımlanmaktadır. (Şekil 2-4)

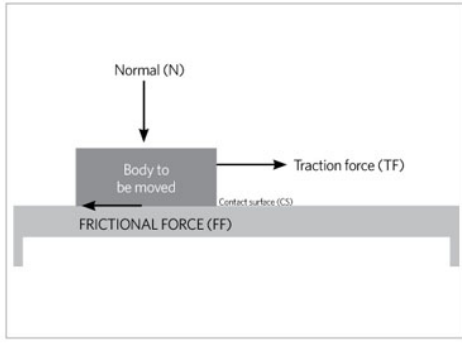


Figure 1 - Different forces acting over a body under traction on top of a surface. Body to be moved, contact surface (CS), Traction force (TF), Friction force (FF).

Şekil 2-4 Sürtünme kuvveti

Objenin hareketine başlamadan önce meydana gelen sürtünmeye statik sürtünme denir, statik sürtünme hareketsiz durumda olan bir objenin harekete başlaması için gerekli olan sürtünme kuvvetidir. Kinetik (dinamik) sürtünme kuvveti ise objenin hareketi esnasında meydana gelen sürtünme olarak tanımlanır. Bu sürtünme kuvveti objenin hareket etmeye devam etmesi için yenmesi gereken sürtünme kuvveti olarak da ifade edilebilir. Teorik olarak kinetik sürtünme her zaman statik sürtünmeden daha düşüktür (42).

Braketlerin yani dişlerin ark teli üzerinde kayarak hareket etmesi prensibine dayanan sürtünmeli mekaniklerde boşluk, kapalı coil veya elastikler aracılığı ile kuvvet uygulanması neticesinde kapanır. Bu method yöntemin basitliği nedeniyle oldukça avantajlıdır, ancak yüksek sürtünme kuvvetleri, uygulanan mekaniğin etkinliğini azaltarak, diş hareketinin etkinliğini azaltabilmekte, dolaylı olarak da ankraj kontrolünü zorlaştırmaktadır(41). Sürtünmeli mekaniklerde kapatıcı coiller veya elastikler ile boşluk kapatıcı yönde kuvvet uygulanması sonucu ark teli ile braket arasında sürtünme meydana gelmektedir, bu durumda sürtünme kuvvetinin etkisi ile diş iletilen kuvvet ortodontistin uyguladığından daha düşük olmaktadır (11) Aynı zamanda dişlerin üzerinde kaymakta olduğu ana ark teli, diş hareketi esnasında meydana gelebilecek devrilme ve rotasyon hareketlerine karşı da koruyucu bir rol oynayacak momentlerin oluşmasına katkı sağlamaktadır (11).

Literatürde, ortodontik mekaniklerde uygulanan kuvvetin yaklaşık olarak %40 ila %50 sinin sürtünme ile kaybolduğu bildirilmiştir (12). Bu görüşten hareketle ark teli ve braket arasında meydana gelen sürtünme diş hareketini geciktirebilir, hatta durmasına sebep olabilir (12). Ark teli ve braket arasında meydana gelen sürtünmede,

ark telinin yüzey özellikleri, braket özellikleri, ark teli ve braket arasındaki tork miktarı, ligatürleme şekli ve hatta tükürük, oral fonksiyonların dahi etkisi olabilmektedir(43). Günümüzde braket tasarımları ve üretim teknikleri, sürtünmenin azaltılması yönünde hızlı gelişme göstermektedir. Yine de olağan koşullarda, doğru kuvvet düzeyleri ile her ay 1-1,5 mm arasında boşluk kapatılmaktadır (44).

Sürtünmeli mekaniklerde, dişler devamlı bir ark teli üzerinde kuvvetin etkisiyle kayarak hareket etmektedirler. Bu hareket trenin raylar üzerinde hareketine benzetilebilir (12,42). Sürtünmeli mekanikler çoğunlukla devamlı ark telleri üzerinde uygulanmakta olup, uygulanması kolay, klinik zamanı kısaltan uygulamalardır. Sürtünmesiz mekaniklerde kullanılan looplu arklara kıyasla çok daha basit mekanikler içerdiğinden, hasta konforu, oral hijyen açısından çok daha avantajlı olmaktadır. Ancak pek çok faktöre bağlı olan sürtünmenin önceden kestirilemiyor oluşu mekaniği belirsiz kılmaktadır. Bu nedenle ankraj kaybı sürtünmeli mekaniklerde daha sık karşılaşılan bir durumdur (12).

Sürtünmeli retraksiyon mekaniklerinde, diş hareketini sağlayacak kuvvet unsuru olarak, elastik modüller, elastik zincirler veya kapayıcı NiTi coiller kullanılmaktadır. Ancak elastik modüller zaman içerisinde deformasyona uğrayıp kuvvet kaybına neden olabileceğinden dolayı NiTi daha iyi bir alternatif olarak sunulmuştur(45). Niti Coillerin boşluk kapamada daha hızlı sonuç verdiği ve daha sabit miktarlarda kuvvet uyguladığı bildirilmiştir (46,47).

Rhee ve arkadaşları tipodont modeller üzerinde, sürtünmeli ve sürtünmesiz mekanikler arasında kıyaslama yaptıkları çalışmalarında, sürtünmeli mekaniklerin rotasyon kontrolü ve ark boyunun kontrolü açısından sürtünmesiz mekaniklere kıyasla daha üstün olduklarını, ancak sürtünmesiz mekaniklerde de devrilme ve ekstrüzyon kontrolünün daha başarılı olduğunu bildirmişler, ve her iki mekaniğin birbirine göre anlamlı bir üstünlüğünün olmadığını bulgulamışlardır (48).

2.11.2. Sürtünmesiz Mekanikler

Sürtünmeli mekaniklerde dişler ark teli üzerinde kayarak hareket etmekte iken, sürtünmesiz mekaniklerde dişler looplar vasıtasıyla ark teli ile birlikte taşınarak hareket etmektedirler. Sürtünmeli mekanikler nasıl bir trenin raylar üzerinde kaymasına benzetiliyor ise, sürtünmesiz mekaniklerde de hareket trenin bir vinç vasıtasıyla

kaldırılıp hareket ettirilmesine benzetilmektedir (12). Dişlerin gruplar halinde veya teker teker, looplar ve zemberekler ile hareket ettirildiği sürtünmesiz mekaniklerde, sürtünmeli mekaniklere kıyasla diş hareketi daha kontrollü olmakta, kuvvetin etkileri daha net bir biçimde öngörülebilmekte ve daha hassas ankraj kontrolü sağlanabilmektedir (11,42). Loop bükümleri vasıtasıyla arttırılan moment- kuvvet oranı sayesinde boşluk kapama esnasında anterior bölge dişlerinde tork kontrolü daha etkin biçimde sağlanabilmektedir. Ancak bu tür mekaniklerde loop bükümlerinin zaman alıcı olması, hasta başında geçirilen zamanı anlamlı biçimde arttırmakta olup, bükümlü tellerin kullanılması hasta konforunu azaltmaktadır (12). Sürtünmesiz mekaniklerde tel bir ark teli üzerinde kayma hareketi yapmadığından, sürtünmeye bağlı bir kuvvet kaybı oluşmamaktadır (11).

2.12. Ortodontide Retraksiyon Yöntemleri

Ortodonti pratiğinde, çekim boşlukları kapatılırken kullanılan biyomekanik yöntem kadar kullanılan kesici retraksiyonu tekniği de tedavi sonuçları açısından oldukça önemlidir. Biyomekanik olarak, anterior dişlerin retraksiyonu, kesici dişlerde tork kontrolü, kanin dişin angulasyon kontrolü, ve anterior dişlerin vertikal kontrolü göz önünde bulundurularak yapılmalıdır (45,46). Çekimli tedavilerde kesici dişlerin retraksiyonu esnasında en masse (kütlesel) ve iki aşamalı olmak üzere iki farklı teknik kullanılmaktadır.

İki aşamalı retraksiyon tekniğinde, öncelikli olarak kanin diş posterior ankraja karşı tek başına retrakte edilmekte, ikinci aşamada ise dört kesici diş posterior ankraja karşı geriye doğru toplanmaktadır. En masse (tek aşamalı) retraksiyon tekniğinde ise kanin ve kesici dişlerin birlikte retraksiyonu sağlanmaktadır (49).

2.12.1. İki Aşamalı Retraksiyon

İki aşamalı retraksiyon yönteminde kanin dişin tek başına retraksiyonunun sağlanması, dört kesici dişin retraksiyonu esnasında posterior bölgede ankraj diş sayısı arttırılmış olduğundan ankraj kontrolünü kolaylaştırmaktadır, ancak bu durumda iki farklı retraksiyon protokolü uygulandığından tedavi süresi uzamakta ve, aynı zamanda tek başına retrakte edilen kanin dişte tipping ve rotasyon meydana gelme riski ortaya çıkmaktadır (42). Şiddetli yer darlığı veya orta hat kayması görülen vakalarda iki aşamalı retraksiyon tercih edilmektedir. Kanin dişin tek başına retraksiyonu kesici

dişlerde eksen eğimi artışına neden olmadan kesici bölgesindeki çapraşıklığın çözülmesinde faydalı olmaktadır, ancak çapraşıklığın şiddetli olmadığı durumlarda anterior segmentin iki aşamada retrakte edilmesinin hiç bir anlamı yoktur, aksine iki aşamalı retraksiyonda tedavi süresinin uzamasının yanısıra boşluk kapatılması esnasında anterior bölgede daha fazla diş boşluğu görüntüsü oluşmaktadır (11,49). İki aşamalı retraksiyonda kanin dişlerin tek başına retraksiyonu, loop bükümlü ark telleri vasıtasıyla yapılabileceği gibi, kaydırmalı mekanikler ile de uygulanabilmektedir, ancak loop bükümlü mekanikler ile daha ideal kanin distalizasyonu elde edildiği bildirilmektedir (8) Bu mekaniklerde çoğunlukla kanin diş segmental arklar ile distale edilmekte, sonrasında ise devamlı veya yine segmental mekanikler vasıtasıyla kesici dişlerin retraksiyonu sağlanmaktadır (8). Kanin dişlerin tek başına segmental olarak distalizasyonu esnasında,kaninin uzayın 3 yönünde hareketlerinin kontrol edilmesi gerekmektedir (8).

2.12.2. En Masse (Kütlesel) Retraksiyon

1. premolar dişlerin çekimi yapılarak gerçekleştirilen ortodontik tedavilerde ön bölgede 6 dişin bir bütün halinde retrakte edilmesi prosedürü en masse (kütlesel) retraksiyon olarak tanımlanır (49). Kanin dişin iki aşamalı retraksiyonda tek başına retrakte edilmesi esnasında meydana gelebilecek devrilme ve rotasyon problemlerinin önüne geçebilecek olan bu yöntem, diş hareketlerinin daha kontrollü olmasına olanak sağlar (49). En masse retraksiyon, looplu mekanikler vasıtasıyla sürtünmesiz olarak uygulanabileceği gibi, kapatıcı yaylar vasıtasıyla kaydırmalı mekanikler ile de uygulanabilmektedir(11,49).

Dişlerin en masse (kütlesel) olarak hareket edebilmeleri için kuvvetin, direnç merkezinden geçecek şekilde uygulanması gerekir. Dişlerin direnç merkezleri yaklaşık olarak diş köklerinin serviko apikal mesafesinin ortasında bulunmaktadır (22). Gövdesel retraksiyon esnasında diş kuvvet direnç merkezinden farklı bir noktadan uygulandığında, moment oluşmaktadır, ve oluşan momentin miktarı kuvvet uygulama noktası ile dişin direnç merkezi arasındaki mesafenin artması ile birlikte artmaktadır. Yaklaşık olarak dişlerin direnç merkezi seviyesinden geçen kuvvet kolları vasıtasıyla retraksiyon kuvveti uygulanması dişlerin gövdesel retraksiyon hareketi ile sonuçlanacaktır (22) .

En masse retraksiyon uygulamaları iki aşamalı retraksiyona kıyasla anterior bölgede daha hızlı retraksiyon sağlanmasına olanak tanıyarak uzun süren retraksiyon uygulamalarının oluşturduğu bir risk olan lateral dişte kök rezorpsiyonu riskinin de önüne geçebilmektedir (50).

2.12.2.1. Minivida Destekli En Masse Retraksiyon

Anterior bölge dişlerinin maksimum ankraj ile retraksiyonu planlandığında, anterior dişlerin tork kontrolü ve kanin dişin ekseninin kontrolünün sağlanabilmesi için ilave ankraj desteğine ihtiyaç duyulmaktadır.

En masse retraksiyon tekniğinde en fazla tavsiye edilen method, ön 6 dişin minivida destekli maksimum ankraj desteği ile retrakte edilmesidir (22). Bu sayede anterior bölgede tork kaybı, kanin dişin retroinklinasyonu, artmış overbite ve posterior bölgede tork kaybı önlenmektedir (22).

Teoride aktif ünitenin kanin ve kesici dişler olarak ayrılmasının ankraj kontrolünü kolaylaştıracağı düşünülse de yapılan klinik çalışmalar iki retraksiyon türü arasında ankraj kaybı açısından anlamlı bir fark bulunmadığını, boşluk kapatılması açısından her iki methodun da benzer sonuçlar ortaya çıkardığını bildirmektedir (51,52). Bu iki method arasında tercih klinisyenin tecrübesi, alışkanlıkları ve tedavi planı göz önünde bulundurularak yapılmaktadır. Ancak mini vidalı en masse retraksiyon methodu konvansiyonel yöntemlere kıyasla, ankrajın korunması ve retraksiyon miktarı açısından daha avantajlı olmaktadır (52).

Mini vidalı en masse retraksiyon grubunda iki aşamalı retraksiyon yapılan grup ile kıyaslandığında kesici retraksiyon miktarı anlamlı ölçüde daha fazla olmaktadır (53). Benzer şekilde, molar dişin öne yürüme miktarı, bir diğer deyişle ankraj kaybı da mini vidalı en masse retraksiyon uygulamalarında konvansiyonel yöntemlere kıyasla daha az olmaktadır. Kuroda ve arkadaşlarının çalışmasının sonuçlarına göre Headgear ile ankrajın sağlanmaya çalışıldığı grupta molar dişlerde 3mm öne yürüme gözlenirken; mini vida destekli en masse retraksiyon grubunda bu miktar, 0.7 mm olmaktadır (53). Her iki retraksiyon grubunun tedavi süreleri arasında Upadhyay ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaların sonuçlarına göre anlamlı bir farklılık bulmazken, (1,54) Al Sibaie ve Hajeer yaptıkları çalışmada iki aşamalı retraksiyon yapılan grupta tedavi süresinin yaklaşık olarak 4.7 ay daha uzun olduğunu bildirmişlerdir (55). Schneider ve arkadaşları

da iki aşamalı ve tek aşamalı retraksiyon yapılan vakalarda tedavi süresini karşılaştırdıkları çalışmalarında, iki aşamalı retraksiyonda tedavi süresinin tek aşamalı retraksiyona göre yaklaşık 1,8-2,2 kat daha uzun olduğunu bildirmişlerdir (56).

Ortodontik mini implantlar sayesinde absolute ankra sağlanabilir ve implantların çeşitli pozisyonlara yerleştirilmesi, ve power arm yüksekliklerinin ayarlanması ile, kuvvet yönü ayarlanarak ideal tedavi sonuçlarına ulaşılabilir (45,46).

Mini vida destekli en masse retraksiyonda da konvansiyonel ortodontik mekaniklerde kullanılan kuvvet, moment, direnç merkezi, rotasyon merkezi gibi biyomekanik prensipler geçerlidir (36). Minivida destekli en masse retraksiyon uygulamalarında minivida okluzal düzleme göre çeşitli yüksekliklerde yerleştirilerek retraksiyon kuvvetinin doğrultusu değiştirilebilir (36) .

2.13. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi (FEA), veya diğer bir deyişle sonlu elemanlar methodu (FEM) kompleks geometrik objelerin ve onlara ait fiziksel özelliklerin bilgisayar ortamında oluşturulup incelendiği bir matematiksel araştırma methodudur, yani fiziksel bir sistemin matematiksel olarak ifade edilmesidir (57). FEM, düzensiz geometriye sahip ve heterojen materyal özelliği taşıyan objeler üzerinde de uygulanabilir olma avantajına sahip bir modern sayısal stres analiz aracıdır (57).

Sonlu elemanlar analizi ilk olarak 1956 yılında havacılık sektörü için geliştirilmiştir. Yıllar içinde gelişen sonlu elemanlar analizi methodunun kullanım alanları giderek genişlemiş ve mühendislik, tıp, diş hekimliği alanlarında da kullanılır olmuştur.(58) Sonlu elemanlar analizi kompleks problemlere matematiksel bir çözüm üretilmesi temeline dayanan bu method, biyolojik problemlere de basit matematiksel çözümler sunabilmektedir.(59) Daha basit bir tanımlama ile sonlu elemanlar analizi methodu güncel bir araştırma yöntemi olup, canlı dokular dahil tüm materyallerin stres ve strain değerlerini hesaplayabilen bir mühendislik methodudur.(57)

Sonlu elemanlar analizinin bilimsel araştırmalarda kullanımı ilk olarak 1972 yılında Yettram ve ark tarafından gerçekleştirilmiştir (60). Bu method ilk olarak yapısal mekanik problemleri çözmek için kullanılan matematiksel bir method olarak tanıtılmış olsa da, daha sonra diferansiyel bir denklem kullanılarak modellenen tüm fiziksel problemler için kullanılabileceği anlaşılmıştır. Sonlu

elemanlar analizinin temeli kompleks bir yapının “eleman” adı verilen küçük unsurlara bölünerek incelenmesi esasına dayanmaktadır (59,61).

2.13.1. Sonlu Elemanlar Analizi Avantaj ve Dezavantajları

Diş hekimliği alanında kullanımı incelendiğinde sonlu elemanlar analizi periodontal ligaman ve alveol kemiği gibi dokularda meydana gelen fizyolojik reaksiyonlara dair detaylı ve kantitatif veriler sağlayabilen non-invaziv, gerçekçi bir method olması bakımından avantajlıdır (61). Bu yöntem ile, lineer, nonlineer, katı veya sıvı olması farketmeksizin her türlü, yapı üzerinde çalışılabilmektedir. Bu methodun bir diğer avantajı ise, pre, intra ve postoperatif aşamalarda, herhangi bir biyolojik durumun simülasyonunun oldukça kolay olması ve doğru, güvenilir sonuçlar elde edilebilmesidir (59). Methodun fiziksel özelliklerde herhangi bir bozulma olmadan tekrarlanabilir olması, aynı model üzerinde statik ve dinamik analizlerin yapılabilir olması, ilave bir ekipman ihtiyacı barındırmaması, in vitro ortamda yapılsa sonuçlarının alınması uzun sürecek durumların kısa sürede simüle edilmesine olanak sağlaması ve analizin istenilen sayıda tekrarlanabilir olması sonlu elemanlar methodunun diğer avantajları arasında sayılabilir.(59) Tüm bu avantajlarına rağmen; analizde yetersiz bilgi, veri ve yorumlama eksikliği tamamen hatalı sonuçların elde edilmesi ile sonuçlanabilmektedir.Aynı zamanda insana ait dokuların kompleks anatomisi, ve dokuların mekanik davranışlarının tam olarak bilinmemesi sebebiyle,insan dokularının modellenme zorluğu FEM için bir dezavantaj oluşturmaktadır.Dolayısıyla elde edilen sonuçların doğruluğu ve güvenilirliği analizi yapan kişinin yetkinliği ile doğrudan ilişkili olmaktadır(59).

2.13.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Kavramlar

2.13.2.1 Kuvvet

Proffit tarafından tanımlandığı şekliyle kuvvet, bir obje üzerine uygulanan, onun uzaydaki konumunu değiştiren yüktür.Kuvvet çoğunlukla Newton cinsinden ifade edilir, ve klinik olarak gram veya onz cinsinden ölçülür (8).

2.13.2.2. Gerilme(Stres)

Gerilme (stress) birim yüzeye düşen yük miktarı olarak tanımlanabilir(8). Stres altında olan bir materyal uygulanan kuvvetten enerjiyi alır ve stres ortadan kalktığında geri verir(16). Gerilme birimi olarak Paskal ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$) kullanılmaktadır, ancak diş hekimliği alanındaki araştırmalarda daha hassas olabilmesi açısından birim olarak megaPaskal kullanılmaktadır (MPa veya N/mm^2) (62).

2.13.2.3. Gerinim (Strain)

Gerinim, kuvvet uygulanması ile ortaya çıkan gerilmenin meydana getirdiği şekil değişimi olarak tanımlanır(63).

2.13.2.4 Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Young modülü, kuvvet altında materyalde oluşan deformiteyi ifade eder(63). Cismin gerilme/ gerinim (stress/strain) oranı olup, bu oran elastiklik sınırına kadar doğru orantı ile devam eder. Elastiklik modülü farklı materyaller için farklılık gösterir, cismin sertliği arttıkça elastiklik modülü de artar (15).

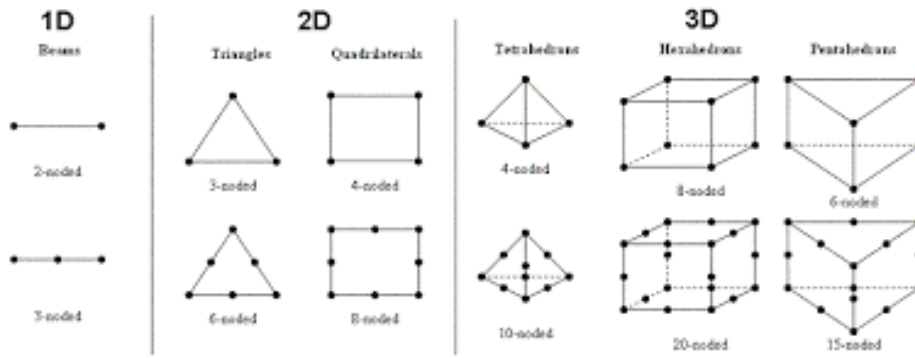
2.13.2.5. Poisson Oranı

Cisimler kuvvetlerin etkisi ile elastiklik sınırları içinde şekil değişimi gösterirler. Poisson oranı materyalin eninde ve boyunda oluşan şekil değişiminin birbirine oranını ifade eder(64).

2.13.2.6.Eleman

Sonlu elemanlar analizinde, analizin gerçekleştirilebilmesi için model çok sayıda basit geometrik şekile ayrılır. Bu geometrik şekillere “eleman” adı verilir, bu elemanlar bütünü de “sonlu elemanlar” olarak adlandırılır(65). Elemanlar, geometrik şekline(üçgen,paralelkenar,dörtgen, beşgen..) düğüm sayısına, düğüm sayısındaki bilinmeyenlere, boyutlarına (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve problemin özelliklerine göre (katı, kabuk, kiriş) sınıflandırılır(65). Farklı geometrilere ve düğüm sayılarına sahip eleman örnekleri Şekil 2-5 de gösterilmiştir. Yapısal modeller için en sık kullanılan eleman tipleri, tek boyutlu kiriş elemanlar,iki boyutlu gerilim düzlemi, gerinim düzlemi, ve üç boyutlu katı ve kabuk elemanlardır(66). Kiriş elemanlar, genellikle eğilme ve burkulma momentlerinin inceleneceği durumlarda kullanılır. Ancak bu tür modellerde,kuvvet yükleme noktalarında bölgesel stres birikimlerinin incelenmesi mümkün değildir(66). İki boyutlu elemanlar genellikle dışardan alınan kesitlerin modelleneceği durumlarda kullanılırlar. 3 boyutlu modeller kullanıldığında ise

,çoğunlukla katı elemanlar tercih edilir(66). Eleman tipi, modelin morfolojisi, gerilme ve gerinim dereceleri dikkate alınarak seçilir. Örneğin modelin bir yönü diğerine göre daha uzunsa ve yapılan çalışma eğilme momenti üzerine ise kiriş eleman tercih edilir (6). Modelin ince olduğu ancak mandibula ve sement dokusu gibi üç boyutlu bir geometriye sahip olduğu durumlarda “kabuk eleman” tercih edilir.(6). Bütün 3 boyutlu elemanlar,yani katı elemanlar tüm yönlerde oluşan stresin hesaplanmasında kullanılır, ancak bu tür hesaplamalar diğer eleman türlerinin kullanıldığı çalışmalara kıyasla daha uzun zaman gerektirmektedir (66). Dokular ve yapay modeller için genellikle, kabuk, rod,katı ve kiriş elemanlar kullanılmaktadır (66).



Şekil 2-5 Sonlu elemanlar analizinde çeşitli eleman örnekleri

2.13.2.7.Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar analizinde bir çok elemana bölünmüş olan modeller düğüm denilen noktalarda birleştirilirler (62,65). Sonlu elemanlar analizinde birleşerek bir ağ yapıyı (mesh) oluşturan çok sayıda eleman ve bunları birleştiren düğümlerden meydana gelen kompleks bir sistem kullanılır (5). Bu birleşim noktalarında yani düğümlerde matematiksel bir denklem takımı meydana gelir ve oluşan denklemlerin çözümü ile de modelin bütününün davranışı çözümlenmeye çalışılır (5).

2.13.3. .Sınır koşulları

Sonlu elemanlar modelinde sınır koşulları, cisme yüklenen yükleri ve bunların sabitlendiği noktaları, sınırlarını ifade eder, gerilmelerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsar (5). Sınır koşullarının doğru bir şekilde belirlenmesi, analizde gerçekçi sonuçlar elde edilmesi açısından oldukça etkilidir. Sınır koşullarının belirlenmesinde yapılan hatalar yanlış sonuçların elde edilmesi ile sonuçlanabilir.

2.13.4. Sonlu Elemanlar Analizi Çalışma Sistemi ve analiz aşamasında kullanılan Bilgisayar Programları

Sonlu elemanlar analizi, kompleks problemleri, birbiriyle ilişkili basit problemlerin çözümlerinin toplamını oluşturularak çözülmesi temeline dayanır (66). Bu nedenle ilk aşama kompleks geometrinin “sonlu” sayıda “elemana” bölünmesidir.(66), daha sonra bu elemanlar düğüm noktalarında birleştirilerek incelenen yapının bir “mesh (ağ)” modeli oluşturulur (67). Her bir eleman, üçgen, kare, dörtgen... gibi spesifik bir geometrik şekle ve bir iç gerinim fonksiyonuna sahiptir. Bu fonksiyonlar ve elemanın geometrisi kullanılarak, elemanların üzerine etki eden eksternal kuvvetler ve düğüm noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler arasında denge denklemleri yazılabilir. Bu denklemler bilgisayar algoritmasında kullanılmak üzere matris formunda yazılır. Uygulanan kuvvetler ve sınır koşulları bilindiğinde problem, bilinmeyen yer değiştirmeler için çözülür. Düğüm noktalarında meydana gelen yer değiştirmelerden hareketle de her bir eleman içindeki gerinim(strain) hesaplanır, bu verilere ilaveten tanımlanan materyal özelliklerine bağlı olarak gerilim (stress) değerleri elde edilir (66).

Sonlu elemanlar analizi ABAQUS, ANSYS, VE HYPERMESH gibi çeşitli bilgisayar programlarında yapılabilmektedir.

Sonlu elemanlar methodu ile yapılan çalışmalarda süreci çözümleme öncesi, çözümleme ve çözümleme sonrası olmak üzere 3 temel aşama oluşturmaktadır (59).

Çözümleme öncesi aşama problemin ve kullanılacak olan modelin özelliklerinin tanımlanması ve modelin oluşturulması aşamalarını içerir.

Çözümleme aşamasında bilgisayar programı üzerinde sınır koşulları belirlenir ve bilgisayar programı üzerinde gerekli çözümler oluşturulur.

Çözümleme sonrası aşama ise bir önceki aşamada elde edilen sonuçların grafiksel, sayısal veya animasyon şeklinde dökümünü içeren aşamadır (59).

2.13.4.1. Problemin Özelliklerinin Öğrenilmesi

Sonlu elemanlar methodunun ilk aşaması olan problemin ve kullanılacak olan elemanın özelliklerinin belirlenmesi ve tanımlanması elde edilecek modelin doğruluğu ile direkt ilişkilidir (59).

Sonlu elemanlar methodunda materyalin fiziksel özelliklerinin belirlenmesi için Young modülü ve Poissons oranlarının bilinmesi gerekir. Bu değerler analiz esnasında belirli bir yük karşısında materyalin göstereceği davranışı belirlemektedir (59). Elastiklik modülü (E) olarak da bilinen Young modülü elastik bir materyalin katılığının ölçüsüdür ve gerilmenin şekil değiştirmeye oranı olarak tanımlanır. Düşük young modülüne sahip materyaller daha sert yapıda iken, yüksek young modülü materyalde kırılabilirliğin göstergesidir (68). Poisson oranı ise gerilme kuvvetinin uygulandığı doğrultuda transvers yönde (kontraksiyon/ekspansiyon) meydana gelen şekil değiştirmenin, longitudinal yönde meydana gelen uzamaya oranı olarak tanımlanır (69).

2.13.4.2. Geometrik Modelin Oluşturulması

Problemin ve kullanılacak olan elemanın materyal özellikleri öğrenildikten sonra model elde etme aşamasına geçilir. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, modelin elde edilmesi için 3 boyutlu bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden veya 3 boyutlu lazer tarayıcılardan faydalanılır. Geometrik model oluşturulmasının amacı, çalışılacak olan yapının nokta, çizgi, alan ve hacimsel olarak ifade edilmesidir (70). Biyolojik yapıların modellerinin elde edilmesinde çoğunlukla, bilgisayarlı tomografi kesitlerinin 3 boyutlu katı modellere çevrilmesi yöntemi kullanılmaktadır. Bilgisayarlı tomografi kullanıldığında net görüntüler elde edilebilmek için alınan kesitlerin 0.25 mm veya daha hassas olması gerekmektedir. (61) Bu görüntüler daha sonra DICOM formatında bir görüntü işleme ve dijital rekonstrüksiyon yazılımına aktarılır (61). Micro CT kesitleri de özellikle mikro düzeyde detaylar içeren modellerin elde edilmesi gereken durumlarda kullanılan bir diğer araçtır. Ancak mikro CT görüntüleme daha fazla radyasyon alınmasına yol açtığı ve maliyeti yükselttiğinden bilgisayarlı tomografi kullanımı daha yaygın olmaktadır (71). Bunun yanı sıra Magnetik Rezonans Görüntüleme (MRI) verileri de 3 boyutlu rekonstrüksiyon yazılımları sayesinde geometrik model elde edilmesinde kullanılabilir. Tüm bu görüntüleme yöntemlerinin

yanında hastaya herhangi bir radyasyon uygulaması olmadan, dijital tarayıcılar vasıtasıyla elde edilen görüntülerden de 3 boyutlu geometrik modelin elde edilmesinde yararlanılabilir (6).

2.13.4.3. Matematik Modelin Oluşturulması (Ağ yapısının Oluşturulması)

Bu aşama geometrik modelin sonlu elemanlar analizi modeline dönüştürülmesi aşamasıdır. Oluşturulmuş olan modelin analizde kullanılabilmesi için, katı modelin element ve nodlardan (bağlantı noktalarından) oluşan bir ağ yapısına dönüştürülmesi gerekir (61). Sanal modelin tamamı oluşturulduktan sonra model, sonlu elemanlar ağ yapısı analizin yapılacağı ANSYS gibi programlara aktarılır. Bu aşamada materyali oluşturan bütün bölümlerin (diş, kemik, pdl, braket vs.) mekanik davranış özelliklerinin tanımlanması gerekmektedir (61).

Sonlu elemanlar analizi modelinde, modelin doğruluğunu etkileyen 4 parametre bulunmaktadır.

- modellenen olan objenin geometrik detayları
- element tipi ve sayısının seçimi
- materyal özelliklerinin belirlenmesi
- sınır koşullarının belirlenmesi (66)

2.13.4.3.1. Materyal Özelliklerinin Programa Girilmesi

Elde edilen matematik modelin analiz ortamına aktarılmasının ardından modeli oluşturan tüm materyallerin özelliklerinin programa tanıtılması gerekir.

Sonlu elemanlar analizinde incelenecek olan yapının her komponenti (diş, tel, pdl, kemik vs) uygulanacak kuvvet, stress karşısında farklı mekanik davranış gösterecektir. Bu davranışın analiz sonuçlarına doğru şekilde yansıtılabilmesi için ideal materyal özelliklerinin tanımlanması çok önemlidir.(66) Bir materyalde oluşan gerinim ve gerilim değerleri tanımlanan materyal özelliklerine bağlı olarak değişiklik gösterir. Bu nedenle program üzerinde modelin her bir komponenti için Elastiklik modulu

(Young) ve Poisson oranları tanımlanır (61). Bu özellikler doğru şekilde tanımlandığında doğru, ve gerçekçi bir sonuç eldesi mümkün olacaktır.

2.13.4.3.2.Sınır Koşullarının Tanımlanması

Sınır koşulları ağ yapıya sahip modelin sabitlendiği noktaları ve kuvvetin nereden uygulandığını ifade eder (63). Literatürde yer alan üst veya alt çene dişlerin modellendiği ve retraksiyon uygulamalarının yapıldığı çalışmalarda genellikle sınır koşulları alveol kemiğinin tabanından 6 serbestlik derecesi ile ifade edilmiştir (72). Serbestlik derecesi(degree of freedom, DoF) belirli bir yönde hareket etme serbestliğini ifade eder.3 boyutlu uzayda 6 serbestlik derecesi vardır. Yani cisimler x, y ve z eksenleri üzerinde dönme veya öteleme hareketi yapabilirler (72).

2.13.4.3.3.Kuvvet uygulanarak Denklemin Çözülmesi

Analiz aşamasında oluşturulan matematik modelde düğüm noktaları mevcuttur. Belirli düğüm noktalarından kuvvet uygulanması ile modeldeki diğer tüm düğüm noktalarında meydana gelen değişiklikler için matrisler oluşmakta, ve bu matrisler bilgisayar yardımı ile hesaplanmaktadır. Böylece her bir elemanda, ve elemanlardan oluşan cismin tamamındaki gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler belirlenmektedir (73,74).

2.13.4.3.4.Sonuçların Yorumlanması

Sonlu elemanlar analizinde çok sayıda eleman ve düğüm noktası ve bu noktaların her birine ait gerilme, gerinim ve yer değiştirmeyi gösteren çok sayıda veri elde edilmektedir. Bu veriler yer değiştirme görüntüleri, animasyonlar, gerilme- yer değiştirme verilerini gösteren renklendirilmiş görüntüler aracılığıyla gösterilmekte ve bu şekilde daha kolay yorumlanabilmektedir (74).

2.13.5. .Sonlu Elemanlar Analizinin Ortodontide Kullanımı

Ortodontide özellikle biyomekanik alanında yapılan çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (75). Geniş ve çeşitli kullanım alanları olan bu method ortodonti alanında da pek çok kullanım alanı bulmaktadır.

Sonlu elemanlar analizi hayvan ve insan çalışmalarına kıyasla, çok daha az zaman ve maliyet ile yapılabilen, ortodontistlerin pek çok alanda faydalandıkları bir

araştırma methodudur (75). Biyolojik sistemler sonlu elemanlar analizi ile tam olarak simüle edilemese de ihtiyaç duyulan fiziksel özelliklerin simülasyonu başarılı bir şekilde yapılmakta, kuvvet, stres dağılımı alanlarında araştırmacılara faydalı sonuçlar sağlayabilmektedir.

Moss ve ark. 1985 yılında yaptıkları çalışmaya göre, kafatasının büyümesi , sonlu elemanlar analizi ile kafatasının çok sayıda elemana bölünerek incelenmesine bağlı olarak önceki methodlara kıyasla çok daha detaylı bir ölçekle incelenebilmektedir (76). McIntyre ve arkadaşları da sonlu elemanlar analizininin, kafatası üzerinde istenilen tüm referans noktalarında bütün yönlerde meydana gelen şekil değişimlerinin incelenmesinde konvansiyonel sefalometrik analiz yönteminden daha başarılı bir method olduğunu bildirmişlerdir (77).

Periodontal ligaman diş hareketinde oldukça önemli bir rol oynamaktadır, dolayısıyla periodontal ligamandaki stresler direkt olarak ortodontik diş hareketi ile ilişkilendirilebilir (75). Mestrovic ve ark. bu fikirden yola çıkarak sonlu elemanlar analizini kullanarak, ortodontik kuvvetler karşısında meydana gelen diş hareketlerini incelemişlerdir (78)

Sonlu elemanlar analizi ortodontistin, dentoalveolar kompleks içinde meydana gelen fizyolojik reaksiyonları daha iyi anlamasına yardımcı olur, ve bu alanda kantitatif bir veri elde edilmesini sağlar.(57)

Ortodontik tedavilerde kompleks kuvvet sistemleri kullanılmaktadır.Sonlu elemanlar methodu, analitik olarak istenilen noktadan ve istenilen yönde kuvvet uygulanmasına olanak tanıyarak ortodontik mekaniklerin simülasyonunu sağlar (79)

Sonlu elemanlar analizi aynı zamanda ortognatik cerrahi planlaması, simülasyonu ve operasyon sonrası fasial yumuşak doku görünümünün öngörüsünde de kullanılmaktadır (80)

Sonlu elemanlar analizi biyolojik yapılarda meydana gelen form değişikliklerinin incelenmesi alanında (morphometrics) da kullanılmaktadır.,bu sayede özellikle büyüme ve gelişim konularını içeren çalışmalar yapılmaktadır. Özellikle kranial kemik yapılarında meydana gelen kompleks şekil değişimlerinin incelenmesinde bu yöntem oldukça faydalı olmaktadır (66).

Sonlu elemanlar analizi ile de herhangi bir etik kaygı taşımadan dokuların uygulanan ortodontik mekaniklere verdiği cevabın incelenmesi mümkün olmaktadır (61).

Diş hareketi biyomekaniğini incelemek için kullanılabilecek bir diğer alternatif araştırma methodu, fotoelastik modelleme methodudur (81). Ancak bu methodda modelin yalnızca yüzey kısmının incelenebilmesi gibi bir dezavantaj ortaya çıkmaktadır, periodontal ligaman gibi diş hareketinde büyük önem taşıyan internal dokular ise incelenememektedir (81). Tüm bu dezavantajların üstesinden gelebilen sonlu elemanlar analizi yöntemi diş hekimliğinin diğer alanlarında olduğu gibi ortodonti alanında da pek çok çalışmada kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi aynı zamanda braket ve tel dizaynı alanında laboratuvar ve prototip geliştirilmesine olan ihtiyacı azaltmıştır, ve bu sayede kısa sürede çok daha fazla sayıda tasarım alternatifinin denenmesine olanak tanır (75).

2.13.6. Ortodonti Alanında Sonlu Elemanlar Analizi ile Yapılmış Çalışmalar

Yettram ve ark. translasyon hareketi esnasında üst kesici dişin direnç merkezini belirlemek amacıyla yaptıkları çalışmaları ile iki boyutlu sonlu elemanlar modeli kullanan ilk araştırmacılar olmuşlardır.(60) Diş hekimliği alanında ilk 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasını ise 1974 yılında Farah ve Craig'din restore edilmiş 1. Molar dişler üzerinde stres analizi yaptıkları çalışmaları ile yapmışlardır.(82) 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları sonlu elemanlar analizi methodunu diş hekimliğinde implant alanında okluzyon kuvvetlerinin implant ve çevre kemik üzerinde yarattığı etkileri incelemek için kullanmışlardır.(83) Tanne ve ark. mandibulanın TMEyi de içeren üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modeli üzerinde, ortopedik çenelik kuvvetlerinin mandibulada oluşturduğu biyomekanik değişiklikleri incelemişlerdir.(84) Jafari ve ark insan kurukafasından elde ettikleri üç boyutlu analiz modeli üzerinde transvers ortopedik kuvvetler aracılığı ile elde edilen rapid maksiller ekspansiyon durumunda kraniofasial kompleksde stres dağılım paternlerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, genişletici kuvvetler yalnız intermaksiller süturlarla sınırlı kalmamakta, sfenoid ve zigomatik kemiklere, ve diğer ilintili dokulara da yayılmaktadır.(85)

Ilgün ve arkadaşları sonlu elemanlar analizi ile oluşturulan 3 boyutlu mandibula modelleri üzerinde modellerin biyomekanik kuvvetler altındaki tepkisini incelemişlerdir. (86)

Ortodontik mini implantlar konusunda da çok sayıda sonlu elemanlar analizi içeren çalışma yapılmıştır. Jiang ve ark. sonlu elemanlar methodunu kullanarak yaptıkları çalışmalarında, maksiller posterior bölgede kullanılan miniimplantların çap ve uzunluklarını değiştirerek , ideal boyutu tespit etmeye çalışmışlardır. Çalışmanın sonucunda 1,5 mmyi geçen çap boyutu ve olabildiğince uzun vida yüksekliklerinin daha doğru bir biyomekanik tercih olacağını bildirmişlerdir.(87) Çifter ve ark. 3 farklı minivida destekli maksiller posterior intrüzyon uygulamalarının etkilerini sonlu elemanlar analizi ile inceledikleri çalışmalarında, posterior intrüzyon tedavisinde 1. premolar diş köklerinin ve 1. molar dişin apikal bölgesinin rezorpsiyona en yatkın bölgeler olduğunu bildirmişlerdir.(88)

Ortodontide braket ve tel dizaynı alanında da sonlu elemanlar analizi ile yapılmış pek çok çalışma mevcuttur.Ghosh ve ark., farklı tasarım özelliklerine sahip 6 seramik braket türünü karşılaştırmışlar,ve farklı kuvvetler altında stres analizlerini gerçekleştirmişlerdir. Sonlu elemanlar analizi ile yapılan bu çalışmanın sonucunda, streslerin en fazla braketlerin köşe kısımlarında biriktiğini bildirmişlerdir.(89) Huang ve ark. konvansiyonel ve kendinden bağlamalı braketlerin tork kabiliyetlerini sonlu elemanlar analizi ile inceledikleri çalışmalarında, aktif kapaklı Speed braketlerin play miktarını azalttığını tespit etmişlerdir.(90)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada üst premolar çekimli Sınıf II malokluzyon tedavisinde, çekim boşluklarının lateral ve kanin dişler arasında, ark teli üzerinde yer retraksiyon çengelleri üzerinden 2. Premolar ve 1. Molar diş kökleri arasına yerleştirilmiş ankraj vidalarına kuvvet uygulanması prensibine dayanan en masse retraksiyon uygulaması bilgisayar ortamında simüle edilmiştir. En masse retraksiyon esnasında farklı minivida yükseklikleri ve retraksiyon çengeli uzunluklarının anterior ve posterior diş hareketleri üzerine etkileri üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılarak incelenmiştir.

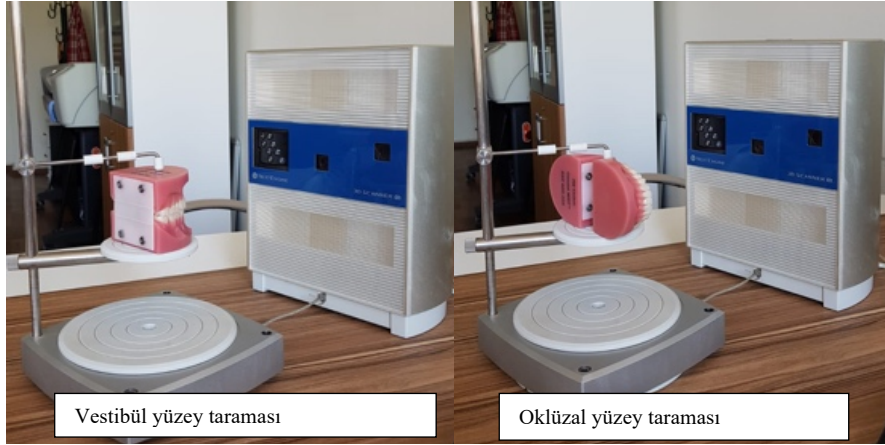
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

3.1.1. Dişlerin Modellenmesi

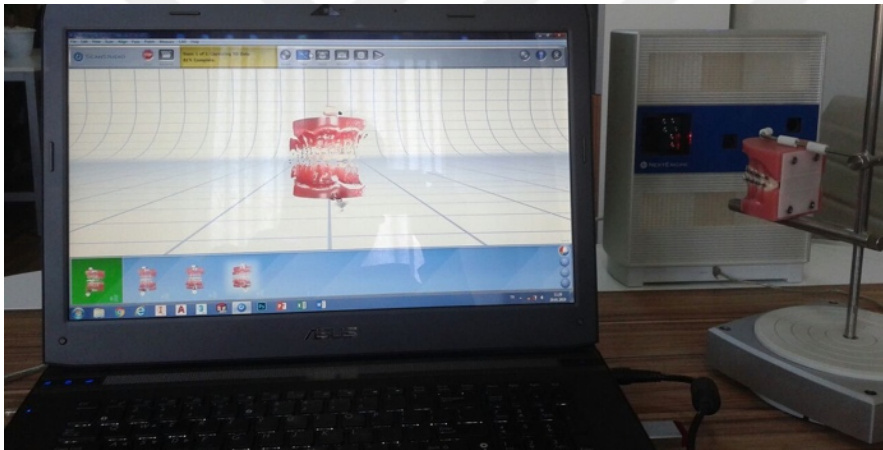
Üst çene dişlerin ve diş kavislerinin modellenmesi için normal okluzyona sahip, Spee ve Wilson eğrileri düz olan, bir üst çene fantom diş modeli kullanılmıştır. (model-i21D-400G; Nissin Dental Products, Kyoto, Japan). (Şekil 3-1) Bu model %0.01 hassasiyet ile Şekil 3-2 de görüldüğü gibi Next Engine lazer tarama cihazı kullanılarak taranmıştır, elde edilen görüntü tarayıcı ile entegre çalışan Next Engine Scan Studio Pro programı ile bilgisayar programına aktarılmıştır.(Şekil 3-3) Bu program yardımı ile nokta bulutu veri (point cloud) oluşturulmuştur. Sonrasında Scan Studio programında nokta bulutu verinin optimizasyonu sağlanmıştır, ve bu sayede üst üste gelen nokta görüntüleri temizlenmiştir. Optimizasyon işlemi neticesinde Next Engine Scan Studio Pro programında nihai nokta veri bulutu oluşturulmuştur.



Şekil 3-1: Diş kavislerinin modellenmesinde kullanılan fantom diş modeli



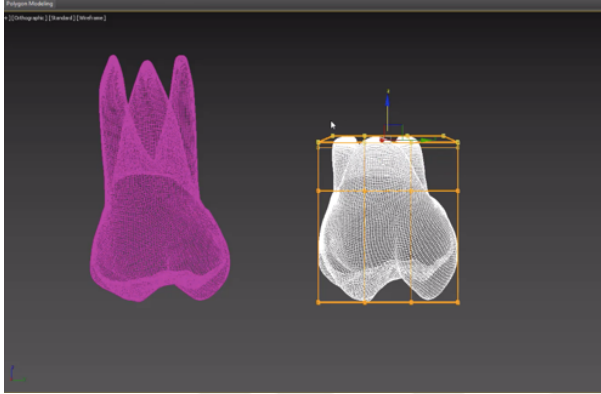
Şekil 3-2: Next Engine Lazer tarama cihazı ile dişlerin vestibül ve oklüzal yüzeylerinin taranması



Şekil 3-3: Next Engine tarama cihazı ve entegre çalışan bilgisayar programı görüntüsü

3.1.2. Diş Köklerinin Modellenmesi

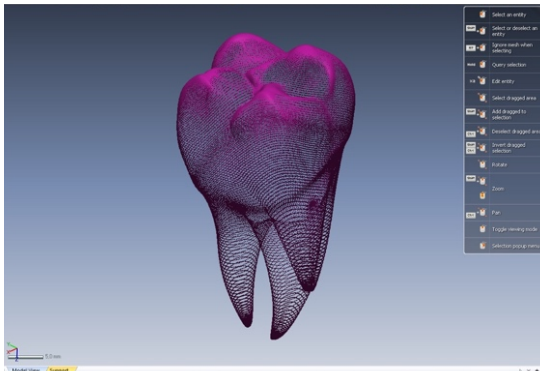
Plastik model üzerinde görünmeyen, lazer ısınının ulaşamadığı diş köklerinin modellenmesi için freeform modelling (serbest şekillendirme) yöntemi kullanılmıştır. Bu aşamada Rapidform bilgisayar programı üzerinde Sobotta Anatomik atlasından (91) yararlanılarak, kök yapıları anatomik yapılarına benzer formda oluşturulmuştur. (Şekil 3-4)



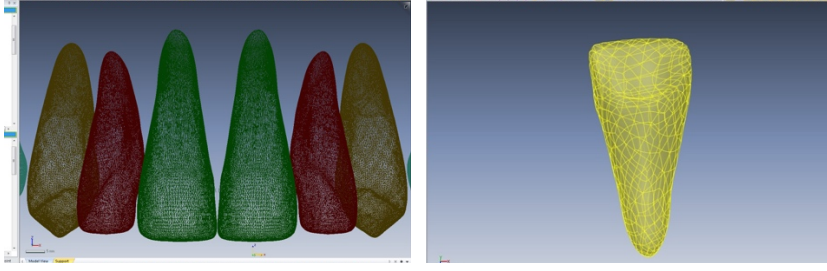
Şekil 3-4: Serbest şekillendirme yöntemi ile diş köklerinin oluşturulması

Kök ve krun modellenmesi tamamlandıktan sonra Geomagic Design X programında nokta bulutu veriden (Şekil 3-5) yüzey model oluşturulmuştur (Şekil 3-6). Bu aşamada dişlere ait yüzey formu kaybedilmeden, optimal nokta ve kafes sayısında (poligon sayısı) yüzey model oluşturulmasına özen gösterilmiştir. Bunun sağlanması için dişler için optimum poligon sayısı 500-600 arasında olmalıdır, poligon sayısının gerekenden az olması analizin doğruluğunu olumsuz etkilerken, yüzey modelin ihtiyaçtan fazla poligona bölünmesi de analiz süresini arttırıp, doğruluğu azaltmaktadır.

Yüzey model tamamlandıktan sonra oluşturulan yüzey modelden yine Geomagic Design X programında katı model (solid model) elde edildi.



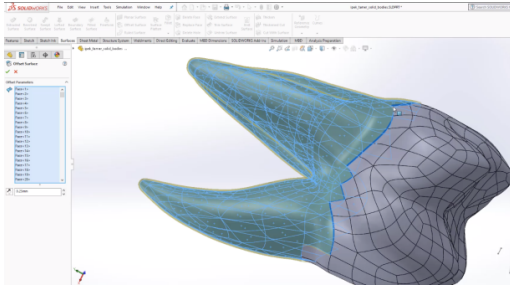
Şekil 3-5: Geomagic Design X programı üzerinde elde edilmiş nokta bulutu veri



Şekil 3-6: Geomagicdesign X programında oluşturulmuş yüzey model görüntüsü

3.1.3. Periodontal Ligamanların Modellenmesi

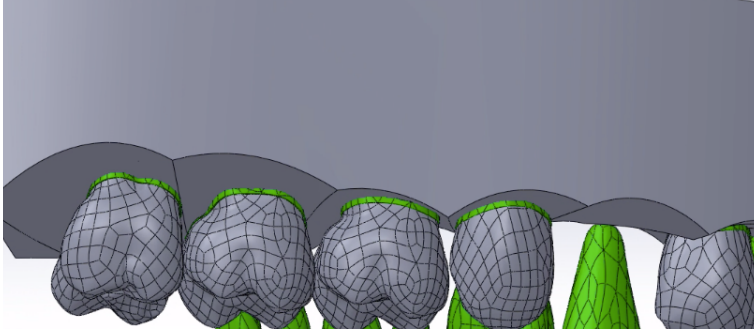
Dişlerin krun ve kök kısımlarının modellenmesi tamamlandıktan sonra, kök yüzeyleri etrafında, 0.25 mm kalınlıkta bir periodontal ligaman oluşturulmuştur. Solidworks 2018 programında her bölgede homojen ve eşit kalınlıkta olacak şekilde oluşturulan periodontal ligaman, manuel olarak modellenmiştir. Bunun için diş yüzeyindeki tüm poligonlar üzerinde “offset “ komutu ile 0.25 mm kalınlığında bir tabaka oluşturulmuştur. Bu aşamada programdaki “ don’t merge elements” komutu ile diş ve ligaman yapılarının iki ayrı yapı olarak modellenmesi sağlanmış, bu sayede analiz aşamasında dişin periodontal ligaman içinde hareketine izin verilmiştir. (Şekil 3-7)



Şekil 3-7: Solidworks programında diş yapısı etrafında periodontal ligaman oluşturulması

3.1.4. . Üst çene Kemiğinin Modellenmesi

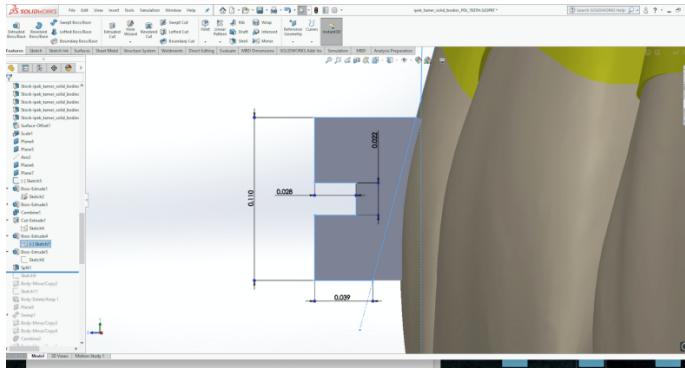
Dişlerin etrafındaki alveolar kemik yapısı, Geomagic Design X programında oluşturulmuştur. Kök yapısı ile parametrik modelleme yöntemi ile oluşturulmuştur. Kemik yapı anatomik yapıyı takip edecek biçimde mine sement sınırının 1 mm apikaline kadar modellenmiştir. (Şekil 3-8)



Şekil 3-8: Alveol kemiği modellenmesi

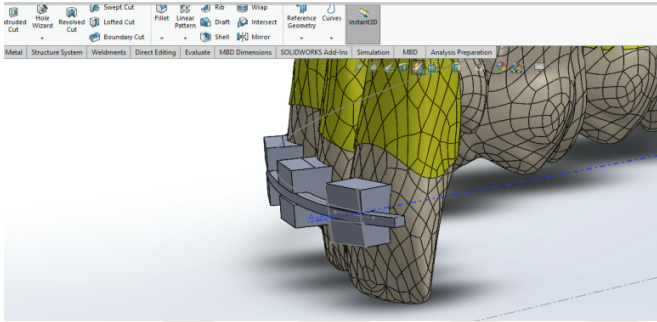
3.1.5. Braket, Ark teli ve Retraksiyon çengeli ve Minivida ların Modellenmesi

Braket,minivida ark teli ve retraksiyon çengellerinin modellemeleri Solidworks programı üzerinde yapılmıştır. Oluşturulan diş ve kemik modeli üzerine, 0.022 inch slot genişliğine sahip, 3M Unitek Gemini MBT braketler modellenmiştir. Ortodontik apareylerin modellenmesinde parametrik modelleme tekniği kullanılmıştır. Dijital kompas ile braketlerin ve kancaların yüzey formları her yüzeyden ölçülmüş, ölçümler bilgisayar ortamına aktararak modelleme sağlanmıştır. Bu parçaların modelleri nokta bulut veri şeklinde değil, direkt olarak katı model halinde oluşturulmuştur. Lazer tarayıcı ile taranan model üzerinde 0.019*0.025 inch kalınlıkta ark teli pasif olarak geçebilmekte olduğundan, modelleme aşamasında dişlerin başlangıç seviyelenme işlemlerinin tamamlanmış olduğu kabul edilmiştir. Braketler straight wire braketlerdeki tip ve tork değerlerini simüle edecek biçimde diş yüzeyi ile 0.01 mm ye kadar temas edecek biçimde kalınlaştırılmış ve gerçekte diş ile braket arasında oluşabilecek kompozit kalınlığı göz ardı edilmiştir.(Şekil 3-9) Braketler dişlerin uzun eksenleri ile paralel olacak şekilde, klinik kuronların tam ortasına yerleştirilmiştir.

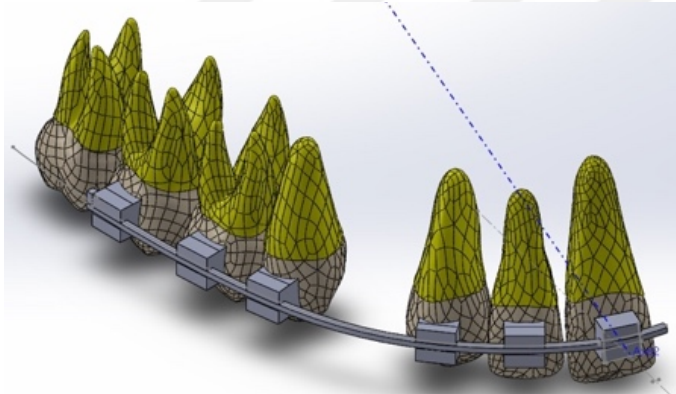


Şekil 3-9: Solidworks programında ön orta kesici diş braketinin modellenmesi işlemi

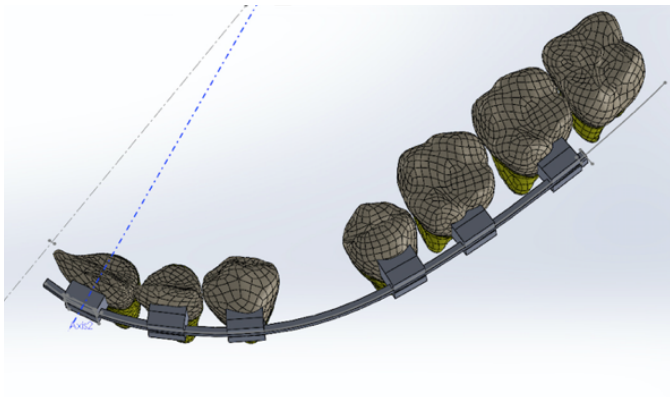
Ana ark teli 0.019*0.025 inch boyutlarında olacak şekilde Solidworks programında oluşturulmuştur. Oluşturulan ark teli, şekil 3-10, 3-11 ve 3-12 de görüldüğü gibi braket slotları içine horizontal düzlemde temas edecek ve, vertikal düzlemde ise braket slotunun tam ortasında olacak şekilde modellenmiştir .Bu sayede ark teli- braket arasında oluşabilecek play modele yansıtılmıştır. Ark telinin ağ yapısı braketlerden ayrı olacak şekilde oluşturulmuş, bu sayede dişlerin ark üzerinde kayabilmesine olanak tanınmıştır.



Şekil 3-10: Ark telinin braket slotu içindeki konumu



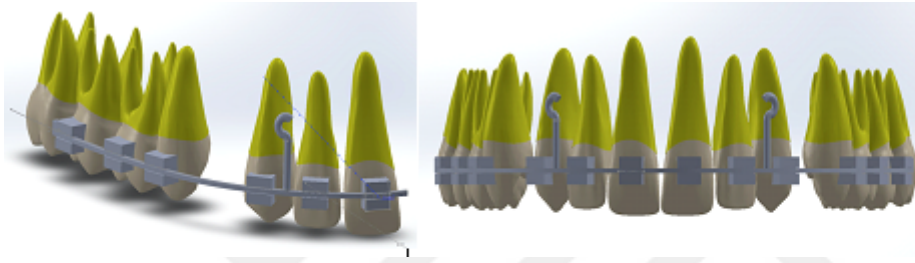
Şekil 3-11: Braketler içinde pasif seyreden ark teli



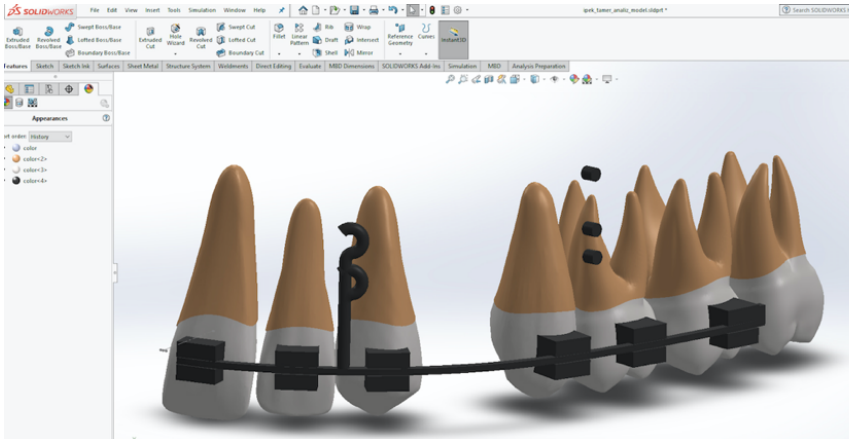
Şekil 3-12: Ark teli ve braketlerin okluzal görüntüsü

Sonrasında ark teli üzerinde ve ark teline dik, kanin ve lateral diş kuronları arasında yer alacak şekilde 0.036 inch kalınlığında retraksiyon çengelleri modellenmiştir. (Şekil 3-13)

Bu modele 2. premolar ve 1. molar dişlerin kökleri arasında, ark telinden itibaren 6 mm, 8 mm ve 12 mm olmak üzere 3 farklı yükseklikte minivida da ilave edilerek nihai analiz modeli oluşturulmuştur. Çalışmamızda minivida lar üzerinde oluşan gerilme, stres değerleri incelenmeyeceğinden, analiz zamanını kısaltmak adına vidaların detaylı modellenmesine ihtiyaç duyulmamıştır. Bu noktalar sabit birer nokta olarak kabul edilmiş ve vidalar basit şekilde modele ilave edilmiştir. (Şekil 3-14)



Şekil 3-13: Ark teli üzerinde retraksiyon çengellerinin konumlandırılması



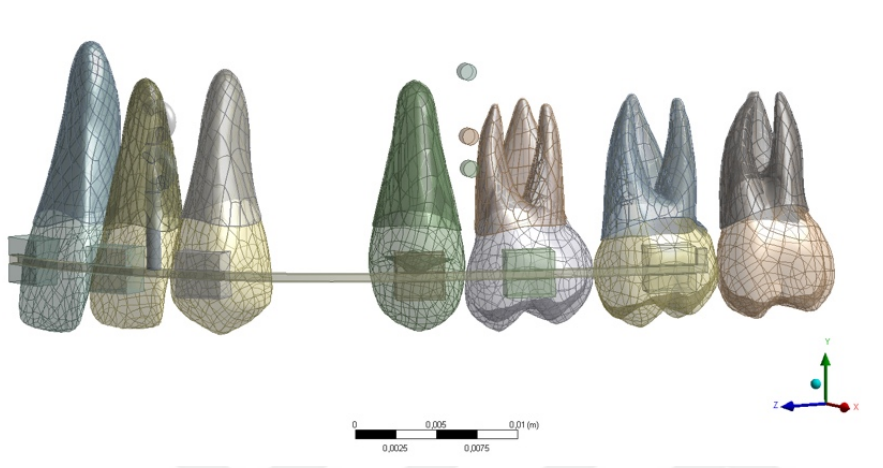
Şekil 3-14: Mini vidalar ve retraksiyon çengelleri ilave edilmiş katı model görüntüsü

Çalışmamızda kuvvet unsuru olan yay görsel olarak analiz modeline dahil edilmemiştir. Yayın stiffness (katılık) ve longitudinal sönüm değerlerinin bilinmesi ve uygulayacağı kuvvetin tanımlanması analiz esnasında simülasyon için yeterlidir.

3.2. Sonlu elemanlar Analizi Aşaması ve İşlem Sırası

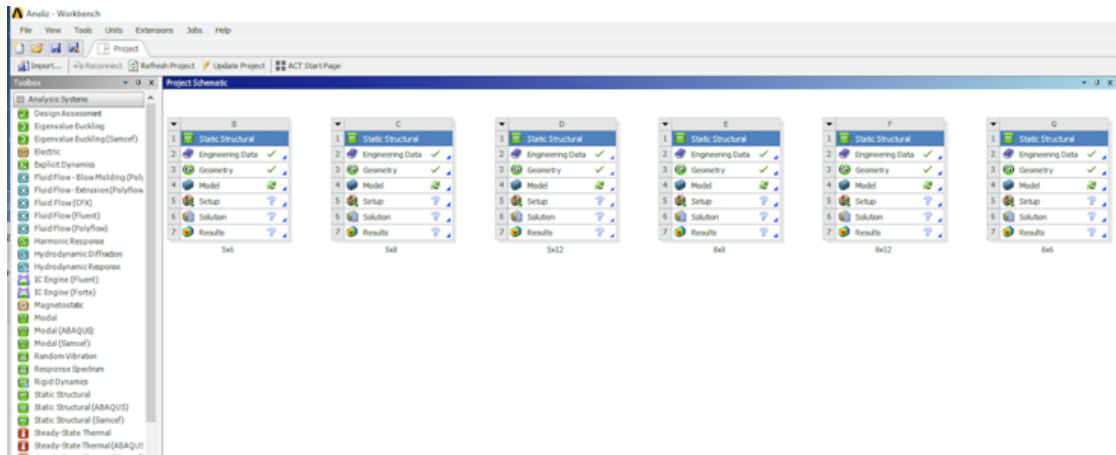
3.2.1. Oluşturulan Geometrik Modelin Matematik Modele Dönüştürülmesi

Solid works ortamında montajı yapılan nihai analiz modeli, ANSYS programına aktarılmıştır. (Şekil 3-15)



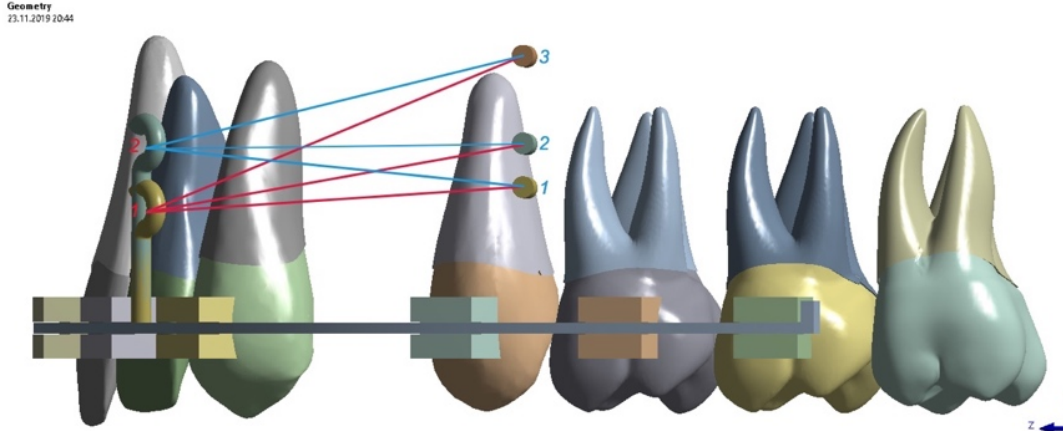
Şekil 3-15: Analiz ortamına aktarılan model görüntüsü

ANSYS programına aktarılmış olan analiz modelinde 2 farklı yükseklikte hook ve 3 farklı yükseklikte vida bulunmaktadır. Her bir analiz için kullanılmayacak olan elemanlar “suppress” komutu ile devre dışı bırakılır ve bu sayede 6 farklı “proje” oluşturulur. (Şekil 3-16)



Şekil 3-16: ANSYS program ekran görüntüsü ve 6 farklı proje oluşturulması

Çalışmamızda farklı hook ve vida yükseklikleri üzerinden kuvvet uygulanması neticesinde oluşan 6 grup bulunmakta olup, gruplar Şekil 3-17 de gösterildiği ve aşağıda belirtildiği şekildedir.

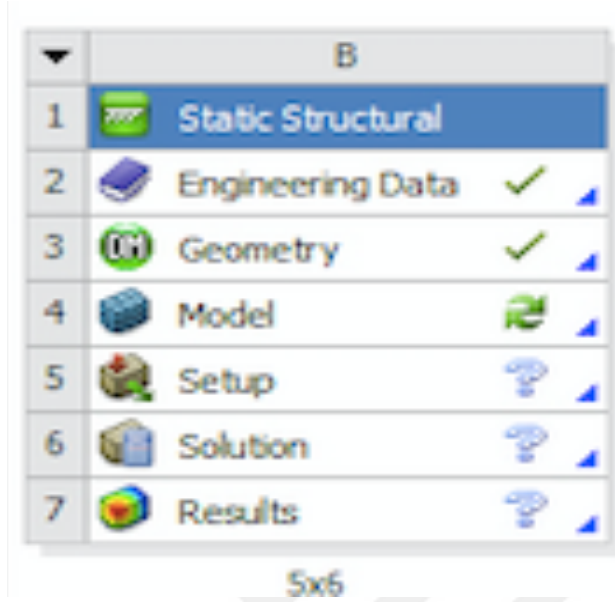


Şekil 3-17: Çalışmamızda kullanılan kuvvet doğrultuları

- **Model 1.1** 5 mm yükseklikte hook, 6 mm yükseklikte vida arasında 200 gr retraksiyon kuvveti
- **Model 1.2** 5 mm yükseklikte hook, 8 mm yükseklikte vida arasında 200 gr retraksiyon kuvveti
- **Model 1.3** 5 mm yükseklikte hook, 12 mm yükseklikte vida arasında 200 gr retraksiyon kuvveti
- **Model 2.1** 8 mm yükseklikte hook, 6 mm yükseklikte vida arasında 200 gr retraksiyon kuvveti
- **Model 2.2.** 8 mm yükseklikte hook, 8 mm yükseklikte vida arasında 200 gr retraksiyon kuvveti
- **Model 2.3.** 8 mm yükseklikte hook, 12 mm yükseklikte vida arasında 200 gr retraksiyon kuvveti

3.2.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Uygulanması

ANSYS programı üzerinde her bir proje için Şekil 3-18 de gösterilen 7 aşama uygulanmıştır.



Şekil 3-18: ANSYS programı üzerinde analiz aşamaları

3.2.2.1. Analiz tipinin seçilmesi

Çalışmamızda statik structural (statik yapısal) analiz tipi kullanılmıştır.

3.2.2.2. Malzeme Özelliklerinin Sisteme Eklenmesi

Oluşturulan matematik model üzerinde, materyalin fiziksel özelliklerinin analize yansıtılabilmesi amacıyla elemanların fiziksel özelliklerini gösteren Young modülü ve Poisson oranları programa girilecektir. Young modülü kuvvet altında materyalde oluşan deformiteyi, poisson oranı ise materyalin eninde ve boyunda oluşan şekil değişimlerinin birbirine oranlarını ifade etmektedir(73)

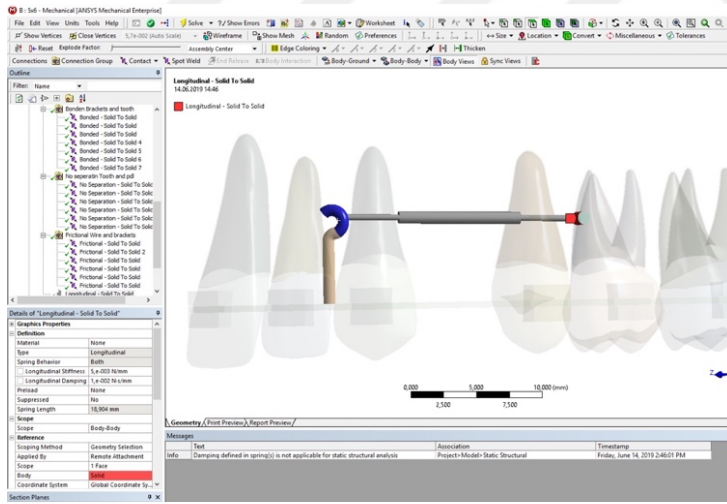
Çalışmamızda diş, periodontal ligaman, kortikal kemik, trabeküler kemik, braket, tel, minivida ve Niti yay gibi yapılara ait malzeme özellikleri önceki çalışmalar referans alınarak belirlenmiş ve Tablo 3-1 de gösterilmiştir.(4,92-95)

Tablo 3-1 de görülen değerler analiz kütüphanesine eklenmiştir. Modelin basitleştirilmesive analiz zamanının kısaltılması amacıyla, ark teli retraksiyon çengeli ve braketlere aynı malzeme özellikleri tanımlanmıştır.

Tablo 3-1: Analiz modelindeki parçalara ait malzeme özellikleri

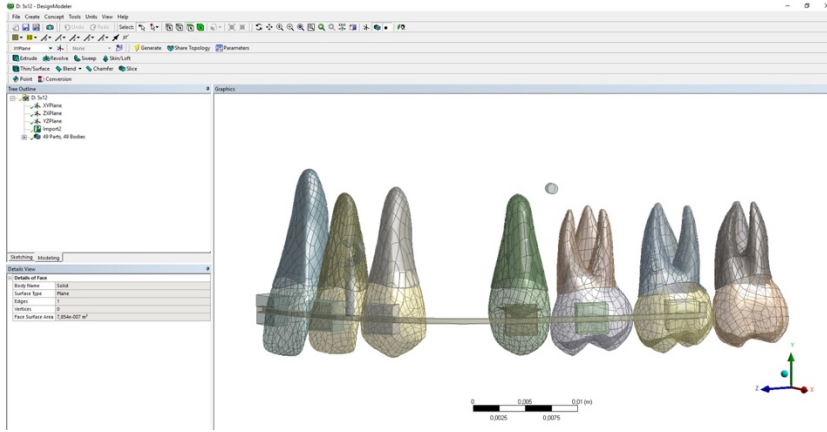
	Young Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Diş	20000	0,30
Periodontal Ligaman	0,05	0,49
Kortikal Kemik	2000	0,30
Trabeküler Kemik	200	0,30
Braket	200000	0,30
Tel	200000	0,30
Mini vida ve Yay	110000	0,35

Kuvveti uygulayacak olan yay için, yayın özellikleri (katılık ve longitudinal sönüm) belirlenmiş, ve program kütüphanesine eklenmiştir. Çalışmamızda kuvvet unsuru olarak kullanılan yayın, katılık (stiffness) değeri 5 e-003 N/ mm, longitudinal sönüm (damping) değeri 1e-002 N-s/ mm olarak belirlenmiştir. Şekil 3-19 da ANSYS programı üzerinde yayın özelliklerinin tanımlanma aşaması görülmektedir.

**Şekil 3-19:** Program üzerinde yay özelliklerinin tanımlanması

3.2.2.3.Geometri Oluşturulması

Program üzerinde “Geometry” arayüzü açılarak, “design modeller” ara yüzünde, “file”, “import external file” komutları ile Solidworks ortamında hazırlanmış olan model ANSYS analiz ortamına aktarılır. (Şekil 3-20)



Şekil 3-20: Mesh işlemi yapılmadan önce analiz ortamına aktarılmış model

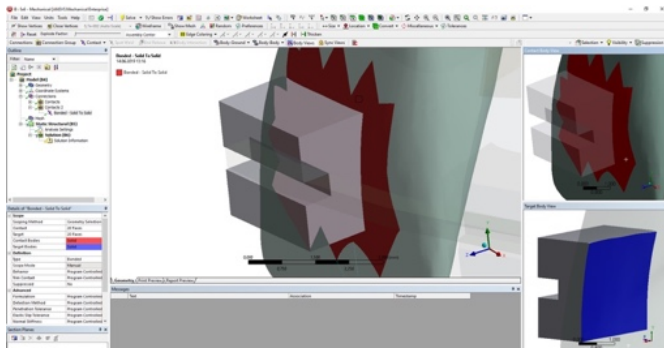
3.2.2.4. Analiz Modelinin Hazırlanması

3.2.2.4.1. Malzemelerin Tanımlanması

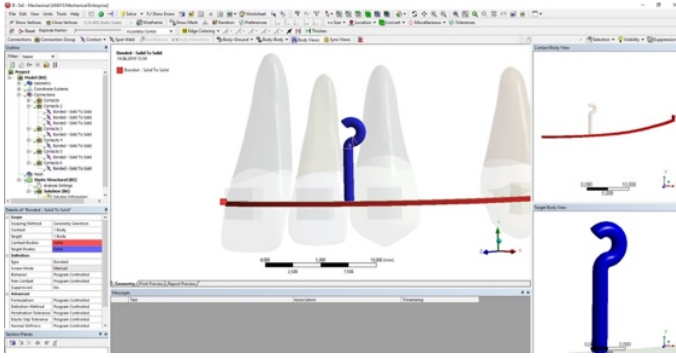
Analiz kütüphanesine önceden eklenmiş olan, materyallere ait özellikler, yani Young ve Poisson değerleri modelin ilgili bölümlerine (diş, kemik, pdl, braket vs.) tanımlanır.

3.2.2.4.2. Kontaklar ve parçalar arası ilişkilerin tanımlanması

Sonlu elemanlar analizinde analize başlamadan önce elemanların birbiri ile kontakt ilişkilerinin sisteme tanımlanması gerekmektedir. Çalışmamızda diş ve braket arasında “bonded” kontak tanımlanmıştır.(Şekil 3-21) Braketin dişle temas eden yüzeyi ile, dişin vestibül yüzeyi üzerinde braketin temas edeceği bölüm arasında “bonded (bağlı)” kontak tanımlanarak iki elemanın birbirinden ayrılmadan hareket etmesi sağlanmıştır. Aynı şekilde tel ve hook arasında da “bonded (bağlı)” kontakt tanımlanmış, yani bu yapılar birbirine sabitlenmiştir.(Şekil 3-22)

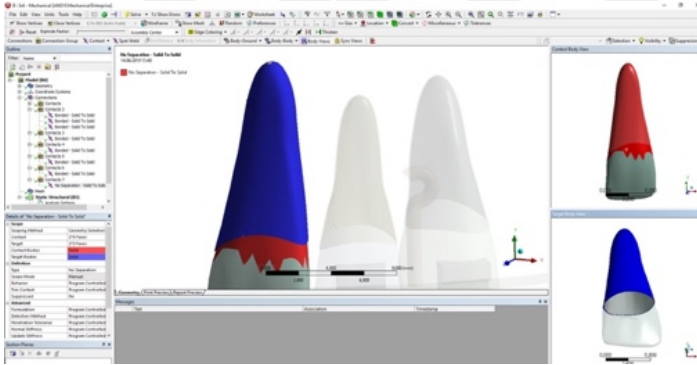


Şekil 3-21: Diş ile braket arasında bonded(bağlı) kontakt tanımlanması



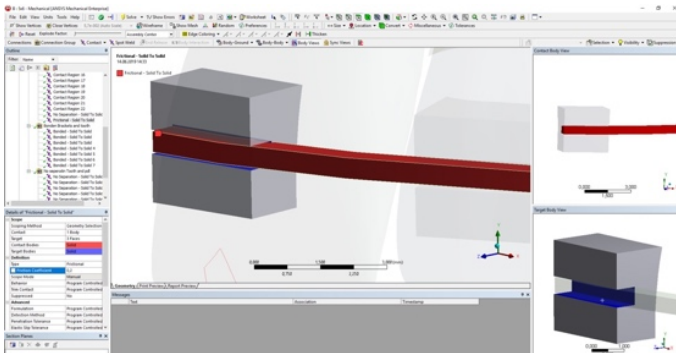
Şekil 3-22: Ark teli ile retraksiyon çengeli arasında bonded(bağlı) kontakt tanımlanması

Diş yüzeyi ile periodontal ligamanın dış yüzeyi arasında “no separation(ayırma yok)” tipi kontakt tanımlanmıştır.Bu kontakt ilişkisi dişin periodontal ligaman içindeki 0.25 mm lik alan içinde hareket edebileceğini, ancak periodontal ligamanın dışına çıkmayacağını ifade eder.(Şekil 3-23)



Şekil 3-23: Diş yüzeyi ile periodontal ligaman arası "no separation" kontakt tanımlanması

Tel ile braket slotu arasında sürtünmeye izin verecek şekilde “frictional (sürtünmeli) kontakt” oluşturulmuştur.Sürtünme katsayısı 0.2μ olarak belirlenmiş ve programa tanımlanmıştır. (Şekil 3-24)

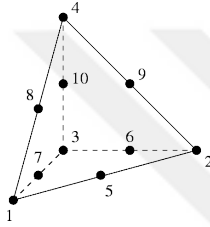


Şekil 3-24: Braket ve ark teli arasında sürtünmenin tanımlanması

3.2.2.4.2. Ağ yapısının oluşturulması

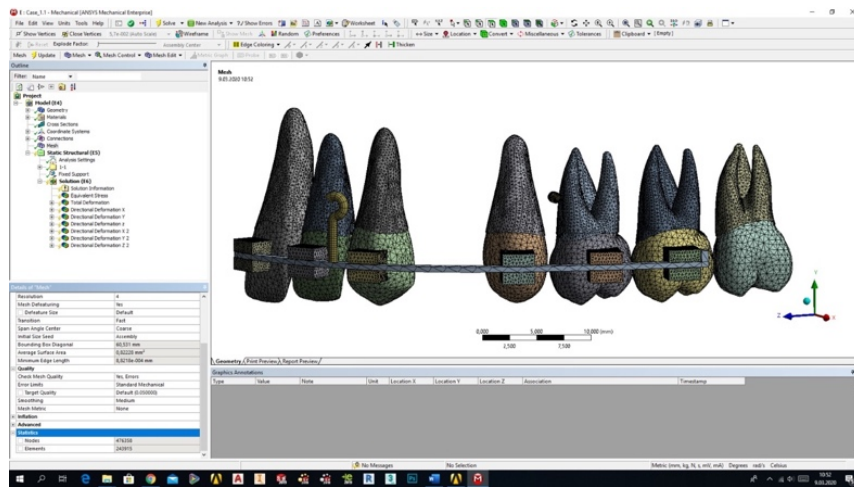
Analiz esnasında kullanılacak olan geometrik model matematik modele dönüştürülürken, analiz ortamında önce ağ (mesh) yapısı oluşturulur. Eleman türü, ağ türü, ve eleman ölçüsü seçilir. Bunun sonucunda analizdeki ağ ve eleman sayısı belli olur.

Çalışmamızda eleman tipi olarak 10 nodlu tetrahedron eleman tercih edilmiştir. (Şekil 3-25) Bu eleman tipinin tercih edilmesinin sebebi, çalışmamızda kullanılan modelde yüzey formu eğimli yüzeyler bulunduğundan, yüzeylerde form değiştirmeden mesh model oluşturulabilen bir eleman türü olmasıdır.



Şekil 3-25: 10 nodlu tetrahedron eleman

Çalışmamızda kullanılan modelin ağ yapısı oluşturulurken, 5 mm yükseklikte retraksiyon çengeli bulunan 1.1, 1.2 ve 1.3 nolu modeller için, 476358 sayıda nod ve 243915 sayıda eleman kullanılmıştır. 2.1., 2.2., ve 2.3. nolu modeller için 476979 sayıda nod, 243979 sayıda eleman kullanılmıştır. Aradaki fark retraksiyon çengelinin yüksekliğinden kaynaklanmaktadır. Şekil 3-26 da analiz program ekran görüntüsü üzerinde alçak retraksiyon çengeli için eleman ve nod sayıları ile birlikte mesh model görüntüsü izlenmektedir.



Şekil 3-26: Eleman ve nod sayıları

3.2.2.5.Problemin Kurgusu

3.2.2.5.1. Sınır Şartlarının Tanımlanması

Model alveol kemiği tabanından 6 serbestlik derecesi ile sınırlandırılmıştır.

3.2.2.5.2. Yüklerin Uygulanması

Çalışmamızda tüm modellerde, retraksiyon çengeli ve minivida arasında 1 e-002N-S/mm sönüm ve 5 e-003N/mm stiffness(katılık) özelliklerine sahip Niti açıcı yay ile 200 gr şiddetinde kuvvet uygulanmıştır.

3.2.2.6. Problemin çözümü ve sonuçların alınması ve değerlendirilmesi

Bu çalışmada mini vidadan en masse retraksiyon uygulaması yapılan premolar çekimli vakalara ait sonlu elemanlar analizi modellerinde farklı hook ve minivida yükseklikleri üzerinden kuvvet uygulanmasının anterior ve posterior dişlerin apikal ve kuronal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler uzayın 3 yönünde değerlendirilmiştir.

Standart bir koordinat sistemi oluşturulmuş olup, bu sistemde, x eksen mesiodistal, y eksen bukkopalatinal, z eksen superiorinferior yönlü hareketi göstermektedir. (12,13)

Buna göre, anteriorda üst orta kesici dişlerin kesici kenarlarını birleştiren çizginin orta noktası, posteriorda ise kanin dişin tüberkül tepesi, premoların bukkal, molar dişlerin ise mesio bukkal tüberkül tepeleri ve her dişin kök apeks noktası koordinatların kesişim noktası kabul edilerek incelemeler yapılmıştır.

+x distal, +y palatinal ve +z apikal yön olmak üzere 3 yönde oluşan diş hareketleri sonlu elemanlar analizi sonuçlarına göre değerlendirilmiştir.

Yer değiştirmeye ait sonuçlar hem dişler üzerinde belirlenen noktalardan (her bir dişe ait kesici kenar/ tüberkül tepesi, kök ucu) sayısal veriler olarak, hem de renklendirilmiş görüntüler olarak elde edilmiştir. Renkler değer aralıklarına karşılık gelmekte olup, kırmızıdan maviye doğru azalarak ilerlemektedir. (Şekil 3-27) Ancak çalışmamızda pozitif ve negatif değerler yön ifade ettiğinden, değerler büyüklük ve küçüklük bakımından mutlak değer sonuçlarına göre kıyaslanmıştır. Renk kodlarına göre kıyaslama yapılırken, her modelin değerlendirmesi kendi içinde yapılmıştır. Renk kodları modelin kendi içindeki maksimum ve minimum değerlere göre değişmekte olduğundan modellerin birbiri ile kıyaslanması renk kodlarına göre yapılmamalıdır.

Bunun yanısıra, kuvvet uygulanması neticesinde dişte devrilme ve tork hareketlerinin değerlendirilecektir. Bunun için de kök ucu ve kuronda meydana gelen hareket miktarlarının birbiri ile kıyaslanacaktır. Kök ucu ve kuronda meydana gelen hareket eşit ise paralel hareket ya da aralarındaki fark ne kadar fazla ise dişte devrilme/ tork hareketinin o kadar fazla olduğu sonucuna varılacaktır.



Şekil 3-27: Renk skalası

4. BULGULAR

Çalışmamızda x, y ve z eksenleri üzerinde anlık yer değiştirme verilerine ait bulgular incelenmiştir.

4.1. Yüksek (12 Mm) Minivida Varlığında Retraksiyon Çengeli Yüksekliğinin Dış Hareketine Etkisinin İncelenmesi

1.3- 2.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Bulgular

4.1.1. .X ekseninde Meydana Gelen Yer Değiştirmelerin İncelenmesi

X eksenini çalışmamızda meziodistal yönde meydana gelen hareketleri göstermektedir. Buna göre pozitif yer değiştirme verileri distal yönlü hareketi ifade etmekte iken, negatif yer değiştirme verileri mezial yönde bir hareket oluştuğunu bildirmektedir. Şekil 4-1 ve 4-2 1.3 ve 2.3. nolu modellere ait yer değiştirme değerlerini renk kodları ile birlikte göstermektedir. Ayrıca incelenecek olan tüm dişlerin kök ucu ve tüberkül tepesi bölgelerindeki yer değiştirme verileri sayısal olarak elde edilmiş ve kıyaslamalar bu sayısal veriler üzerinden yapılmıştır.(Tablo 4-1,)

Tablo 4-1 : 1.3- 2.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait X Eksenini Yer Değiştirme Bulguları

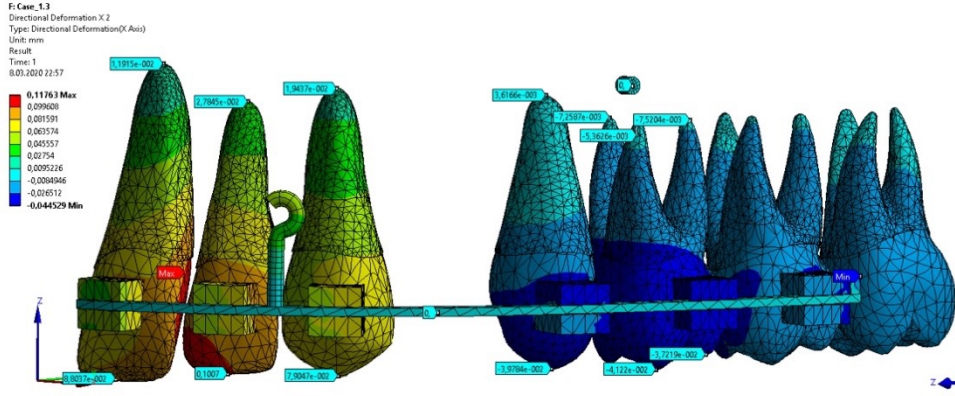
	1.3.	2.3.
Hook-vida yüks	5 hook 12 vida	8 hook 12 vida
Yön	X	X
U1 kesici kenar	8,80E-02	0,1048
U1 apikal	1,19E-02	1,29E-02
U2 kesici kenar	0,1007	0,10686
U2 apikal	2,78E-02	2,74E-02
U3 tüb tepesi	7,90E-02	8,79E-02
U3 apikal	1,94E-02	1,86E-02
U5 tüberkül tepesi	-3,98E-02	-4,12E-02
U5 apikal	3,62E-03	2,45E-03
U6 mesial tüberkül	-4,12E-02	-4,49E-02
U6 mesiobukkal kök	-5,36E-03	-6,38E-03

*Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

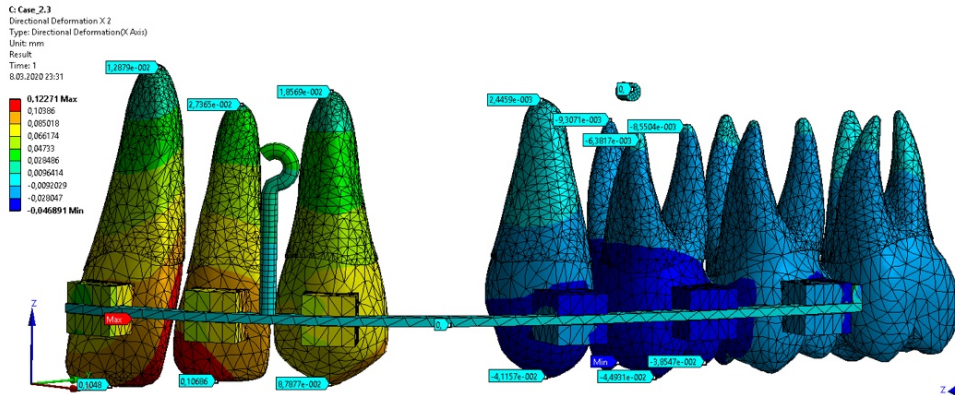
** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup,pozitif yer değiştirme verileri distal yönlü hareketi , negatif yer değiştirme verileri mesial yönlü hareketi ifade etmektedir.

Dişlerin apikal ve kuronal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmelerin birbiri ile kıyaslanması grafikler ile gösterilmiştir. (Şekil 4-3, Şekil 4-4)



Şekil 4-1: 1.3.nolu modele ait X eksenli yer değiştirme verileri



Şekil 4-2: 2.3.nolu modele Ait X eksenli yer değiştirme verileri

X eksenli üzerinde mezio-distal yönlü yer değiştirmeler incelendiğinde, her iki retraksiyon çengeli yüksekliğinde de modelin kendi içindeki maksimum ve minimum yer değiştirme bölgelerinin dağılımının benzer olduğu görülmektedir.

Her iki modelde de orta kesici (U1), yan kesici (U2) ve kanin (U3) dişte apikal ve kuronal bölgelerde distal yönlü hareket meydana gelirken, 2. küçük azı (U5) dişte tüberkül tepesinde mezial yönlü kök ucunda ise distal yönlü hareket gözlemlenmiştir. Buna karşın 1. büyük azı (U6) dişte hem kök ucu hem de kuronal bölge mesial yönlü hareket göstermiştir.

12 mm vida varlığında, üst orta kesici dişte meydana gelen hareket incelendiğinde, kesici kenarda meydana gelen distal yönlü hareket hook yüksekliğinin artması ile birlikte artmaktadır. Bu fark iki grup arasında diğer dişlere kıyasla en belirgin fark olmaktadır. Orta kesici dişin kök ucunda da meydana gelen hareket hook yüksekliğinin azalması ile hafifçe azalır, ancak bu fark kesici kenarda meydana gelene kıyasla oldukça düşüktür.

X ekseninde yer değiştirme verilerinden hareketle orta kesici dişte meziodistal yöndeki devrilmeler incelenmiştir. Bu amaçla dişlerin kök ucu ve tüberkül tepesinde meydana gelen yer değiştirmeler kıyaslanmıştır. Üst orta kesici dişte, daha yüksek (8 mm) retraksiyon çengeli bulunan grupta, daha fazla devrilme meydana gelmiştir. Ancak kök ucu ve tüberkül tepesi aynı yöne doğru hareket ettiğinden kontrolsüz bir devrilmeden söz edilemez.

Yan kesici dişte kesici kenarda da hook yüksekliği arttıkça meydana gelen hareket bir miktar artmaktadır. Apikal bölgede meydana gelen distal yönlü hareket miktarları ise her iki grupta benzerdir. Bu sonuçlardan hareketle alçak ve yüksek retraksiyon kancası kullanılması durumunda dişlerde meydana gelen devrilmelerin benzer olduğu sonucuna varılmıştır. Orta ve yan kesici dişlerde meydana gelen distal yönlü hareket miktarı kesici kenardan kök ucuna doğru gidildikçe azalmaktadır.

Kanın dişte, tüberkül tepesinde meydana gelen distal yönlü hareketin hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte arttığı görülmektedir. Apikal bölgede ise, her iki grupta görülen hareket miktarları benzerdir. Kanin dişte meydana gelen devrilmeler incelendiğinde, her iki grupta da tüberkül tepesinde meydana gelen hareketin kök ucunda meydana gelen harekete göre daha fazla olduğu görülmektedir, ancak bu fark 8 mm retraksiyon çengeli olan grupta daha fazladır.

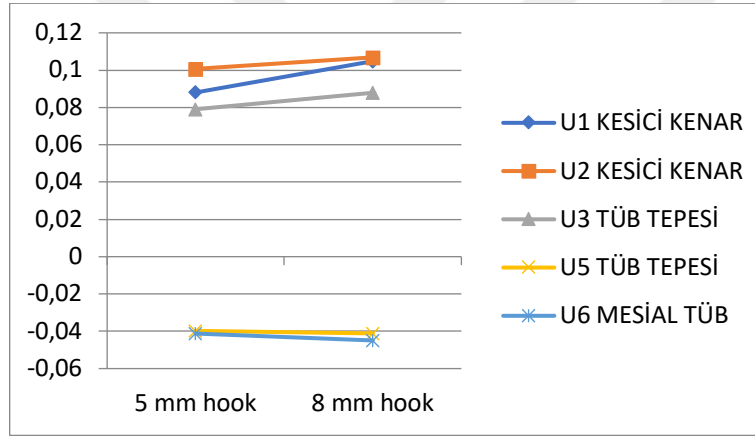
Kesiciler bölgesinde mesiodistal yönde görülen devrilmeler incelendiğinde, her iki grupta da anterior bölge dişleri arasında en fazla devrilmenin orta kesici dişte olduğu ve bu miktarın lateral ve kanin dişe doğru gidildikçe azaldığı görülmektedir. Meydana gelen devrilme miktarları yüksek retraksiyon çengeli kullanıldığı durumda daha fazla olmaktadır.

Posterior bölgede diş hareketi incelendiğinde, 12 mm vida varlığında, 2 farklı retraksiyon çengelinden kuvvet uygulandığında, 2. premolar dişin tüberkül tepesi mezial yönlü hareket gösterirken, kök ucu distal yönlü hareket göstermektedir.

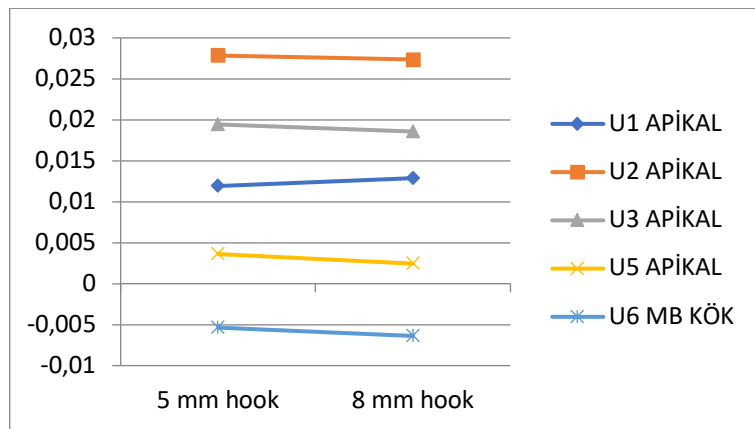
Retraksiyon çengeli yüksekliğinin artması ile birlikte, 2. premoların tüberkül tepesinde meydana gelen hareket miktarı hafifçe artarken ,apikalde meydana gelen hareket miktarı azalmaktadır. 2. premolar dişte yüksek minivida varlığında meydana gelen devrilme miktarlarına baktığımızda ise retraksiyon çengeli yüksekliğinin artması ile birlikte artış gösterdiği görülmektedir.

1.molar dişte meydana gelen hareketler incelendiğinde, 2. premoların aksine hem meziobukkal kök ucu hem de mezial tüberkül tepesinde mezial yönlü hareket gözlenmiştir.Kök ucu ve tüberkül tepesinde meydana gelen mezial yönlü hareketin hook yüksekliğinin artmasıyla birlikte arttığı görülmüştür.

Posterior bölgede meydana gelen devrilmeler kıyaslandığında,premolar dişteki devrilmenin her iki grupta da daha fazla olduğu görülmektedir.



Şekil 4-3: 12 mm vida varlığında x ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-4: 12 mm vida varlığında x ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler

4.1.2. Y Ekseninde Meydana Gelen Yer Değiştirmelerin İncelenmesi

Y eksenı çalışmamızda bukkopalatinal yönü göstermektedir. Buna göre pozitif yer değiştirme değerleri palatinal yönde, negatif yer değiştirme değerleri ise bukkal yönde hareket olduğunu göstermektedir. Tablo 4-2 de her iki modele ait dişlerin kuronal ve apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirme miktarları gösterilmiştir. şekil 4-7, ve 4-8 de her grubun kendi içinde yer değiştirme miktarları renk skalasına göre görölmekte, şekil 4-6 ve 4-7 de ise gruplar arası apikal ve kuronal bölge yer değiştirme miktarları kıyaslanmaktadır.

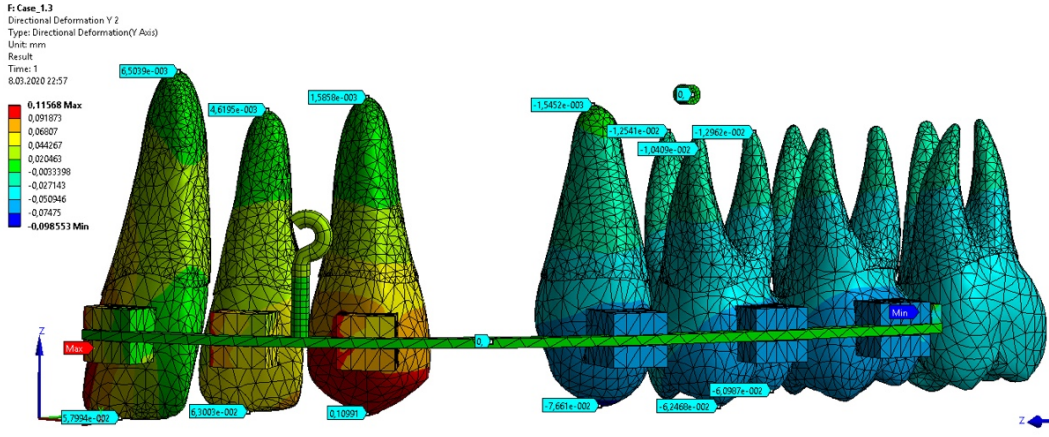
Tablo 4-2: 1.3- 2.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Y Eksenı Yer Değiştirme Bulguları

	1.3.	2.3.
Hook-vida yüks	5 hook 12 vida	8 hook 12 vida
Yön	Y	Y
U1 kesici kenar	5,80E-02	5,46E-02
U1 apikal	6,50E-03	6,40E-03
U2 kesici kenar	6,30E-02	6,34E-02
U2 apikal	4,62E-03	4,57E-03
U3 tüb tepesi	0,10991	0,11635
U3 apikal	1,59E-03	5,12E-04
U5 tüberkül tepesi	-7,66E-02	-7,75E-02
U5 apikal	-1,55E-03	-2,57E-03
U6 mesial tüberkül	-6,25E-02	-6,21E-02
U6 mesiobukkal kök	-1,04E-02	-1,14E-02

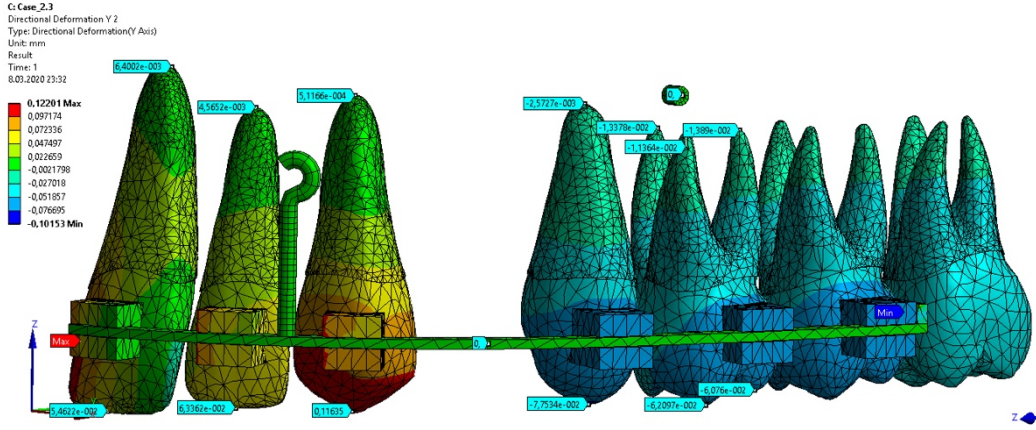
*Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup, pozitif yer değiştirme verileri palatinal yönlü hareketi, negatif yer değiştirme verileri bukkal yönlü hareketi ifade etmektedir.



Şekil 4-5: 1.3.nolu modele ait Y eksenli yer değiştirme verileri



Şekil 4-6: 2.3.nolu modele ait Y eksenli yer değiştirme verileri

Üst orta kesici dişte, retraksiyon çengelinin alçak ve yüksek olmasından bağımsız olarak, kök ucu ve apikal bölgede palatinal yönlü hareket meydana gelmiştir. Her iki grupta da palatinal yönde meydana gelen hareket, kesici kenarda apikal kenara göre yaklaşık 10 kat daha fazla olmuştur. Çengel yüksekliğinin değişmesine bağlı olarak iki grup arasında kesici kenarda meydana gelen hareket miktarları benzerlik göstermektedir.

Y eksenli üzerinde, kök ucu ve kesici kenar bölgesinde meydana gelen yer değiştirmeler arasındaki fark dişte meydana gelen tork miktarını ifade etmektedir. Buna göre, üst orta kesici diş için, her iki hook yüksekliğinde de, kesici kenarda daha fazla palatinal yönlü hareket olmasına bağlı olarak, palatinal kuron torku meydana geldiğinden söz edilebilir.

Üst yan kesici dişte de orta kesici diş ile benzer şekilde kök ucu ve kesici kenarda palatinal yönlü hareket meydana gelmiştir. Bu dişte de orta kesici ile benzer şekilde kuronda palatinal yönlü tork hareketi görülmekte olup, kesici kenar ve kök ucunda meydana gelen hareket miktarı hook yüksekliğinin artması ile birlikte artış göstermektedir. Lateral dişte meydana gelen palatinal yönlü devrilme yani palatinal kuron torku miktarı retraksiyon çengeli yüksekliği arttıkça artmaktadır.

Kanın dişte, orta ve yan kesici diş ile benzer şekilde hareket görülmekte ancak her iki grupta da tüberkül tepesinde meydana gelen hareket miktarı orta ve yan kesici dişlere kıyasla belirgin şekilde fazla, apikalinde meydana gelen hareket ise azdır..Buna bağlı olarak dişte meydana genel palatinal yönlü devrilme hareketi üst orta ve yan kesici dişlere kıyasla belirgin şekilde daha fazladır.

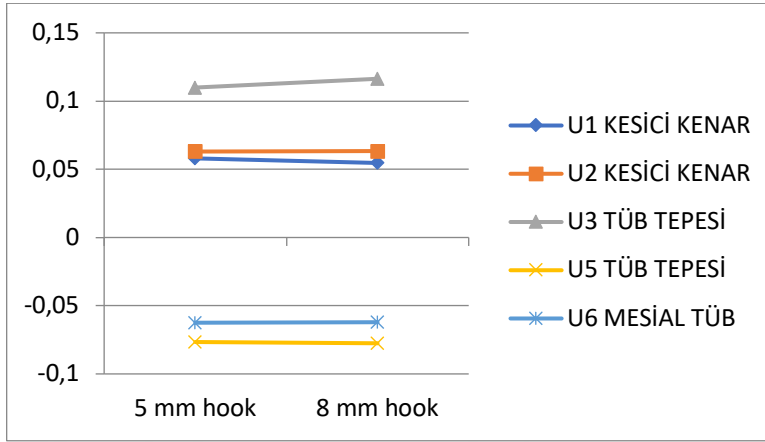
Kanın dişte hook yüksekliği arttıkça kesici kenardaki hareket miktarı artarken kök ucundaki hareketin azalmasına bağlı olarak yüksek retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla palatinal kuron torku meydana geldiğinden söz edilebilir.

Anterior bölge dişlerin tamamında hareket miktarı kurondan apikale doğru gidildikçe azalmakta ve bu azalma kanin dişte belirgin olmaktadır. Yüksek vida varlığında, anterior bölgede tüberkül tepesindeki hareket miktarı, orta kesici dişten kanin dişe doğru gidildikçe artarken, kök ucundaki hareket miktarı azalmaktadır. Buna bağlı olarak bukkopalatinal yönde en fazla devrilme kanin dişte izlenmektedir.

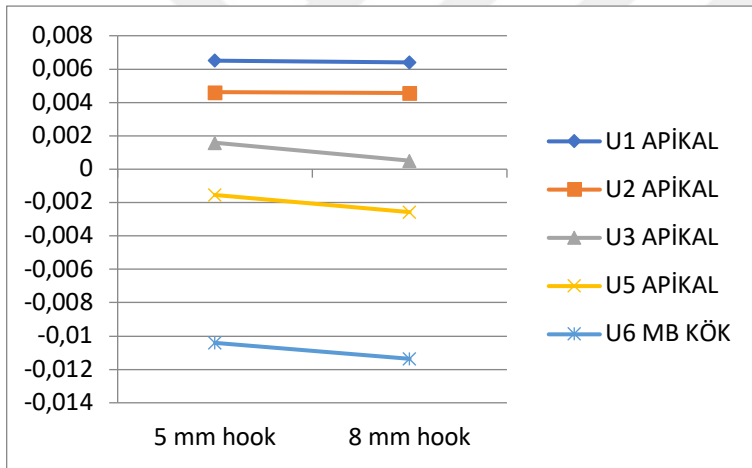
Posterior bölge incelendiğinde, 2. premolar ve 1. molar dişlerde kuron ve kök ucu bölgelerinde bukkal yönlü hareket meydana geldiği görülmektedir. Hareket paterninde anterior bölgeye kıyasla oluşan bu farkın, retraksiyon çengelinden minivida kuvvet uygulanması neticesinde ark telinin oluşturduğu baskı neticesinde olduğu düşünülmektedir. 2. premolar dişte, kesici bölge dişleri ile benzerlik gösterecek biçimde, tüberkül tepesindeki bukkal yönlü hareketin daha fazla olduğu, dolayısıyla palatinal bir kuron torku meydana geldiği görülmüştür. Her iki grup birbiri ile kıyaslandığında bu devrilme hareketinin 5 mm hook kullanılan grupta bir miktar daha fazla olduğu görülmektedir.

Molar dişte ise de benzer bir devrilme hareketi gözlenmekte ancak apikal bölge ve tüberkül tepesi arasındaki fark daha az belirgin olmaktadır. İki grup birbiri ile kıyaslandığında tüberkül tepesinde daha fazla bukkal yönlü hareket meydana gelirken

meziobukkal kök ucunda meydana gelen hareketin daha az olmasına bağlı olarak; 5 mm hook grubunda daha fazla devrilme meydana geldiği görülmektedir.



Şekil 4-7: 12 mm vida varlığında y ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-8: 12 mm vida varlığında y ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler

4.1.3. Z Ekseninde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

Z eksen çalışmamızda, süperior inferior yönü göstermektedir. Buna göre pozitif değerler apikal yönlü hareketleri göstermekte iken, negatif yönlü değerler inferior yönde hareketi göstermektedir. Tablo 4-3 de dişlerin apikal ve kuronal noktalarına ait yer değiştirme verileri sayısal olarak gösterilmiş, Şekil 4-9 ve 4-10 da her grup için dişlerde meydana gelen hareketler renk skalaları ile gösterilmiştir. Şekil 4-11 ve 4-12 de ise dişlerin apikal ve kuronal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler grafikler ile gösterilmiştir.

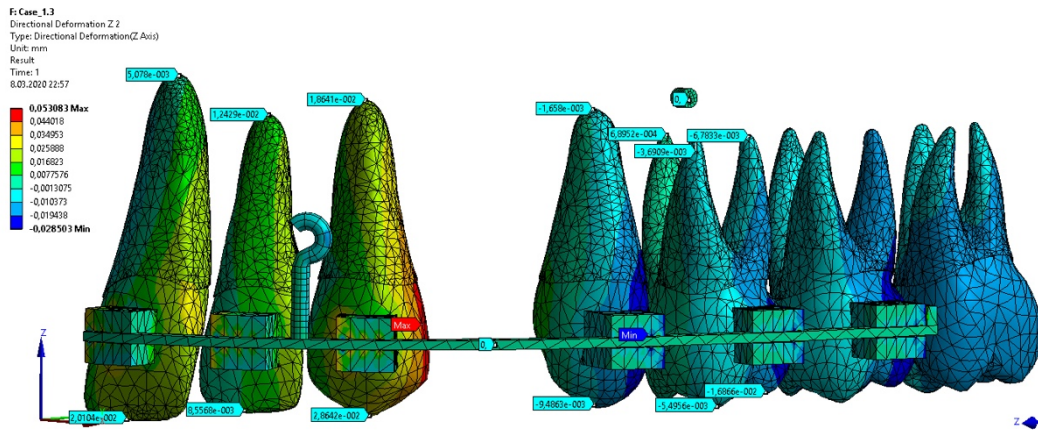
Tablo 4-3: 1.3- 2.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Z Eksenli Yer Değiştirme Bulguları

	1.3.	2.3.
Hook-Vida Yüks	5 hook 12 vida	8 hook 12 vida
Yön	Z	Z
U1 kesici kenar	2,01E-02	1,24E-02
U1 apikal	5,08E-03	2,38E-03
U2 kesici kenar	8,56E-03	2,94E-03
U2 apikal	1,24E-02	8,34E-03
U3 tüb tepesi	2,86E-02	2,07E-02
U3 apikal	1,86E-02	1,48E-02
U5 tüberkül tepesi	-9,49E-03	-3,49E-03
U5 apikal	-1,66E-03	2,14E-03
U6 mesial tüberkül	-5,50E-03	-1,67E-03
U6 mesiobukkal		
kök	-3,69E-03	-7,03E-04

**Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

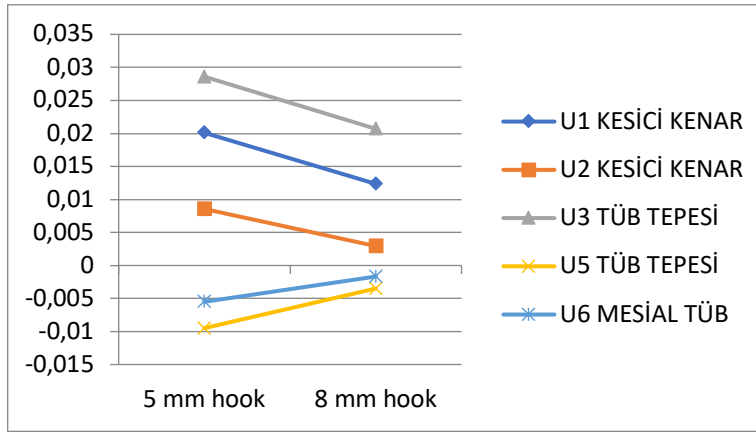
*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup,pozitif yer değiştirme verileri superior yönlü hareketi , negatif yer değiştirme verileri inferior yönlü hareketi ifade etmektedir.



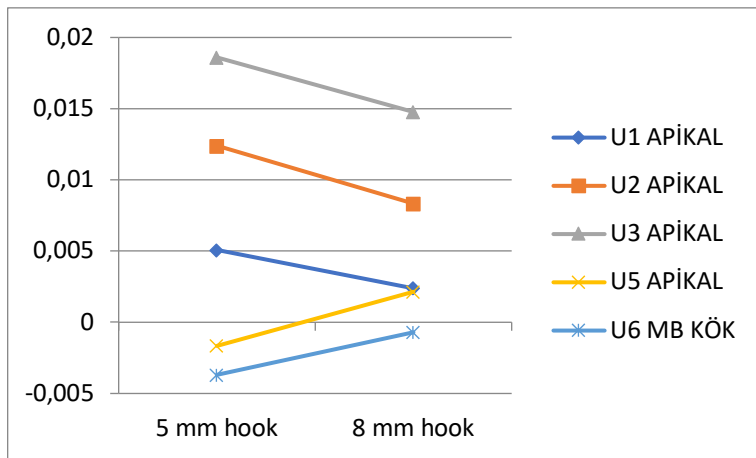
Şekil 4-9: 1.3.nolu modele ait Z eksenli yer değiştirme verileri

gözlenmiştir. İki grup birbiri ile kıyaslandığında, alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta, tüberkül tepesinde ekstrüzyon miktarının daha fazla olduğu görülmektedir.

1.büyükazı dişin z ekseninde hareketi incelendiğinde 5 mm ve 8 mm retraksiyon çengelinden kuvvet uygulanan gruplarda, mezial tüberkül tepesi ve meziobukkal kök ucunda ekstrüzyon yönünde hareket gözlenmiştir. İki grup birbiri ile kıyaslandığında alçak retraksiyon çengelinden kuvvet uygulanan grupta daha fazla ekstrüzyon hareketi görülmüştür. Posterior bölgede meydana gelen ekstrüzyon hareketinin anterior dişlerde oluşan intrüzyon hareketi sonucunda ark teli etkisiyle etki-tepki prensibinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir.



Şekil 4-11: 12 mm vida varlığında z ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-12: 12 mm vida varlığında z ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler

4.2. Orta Yükseklikte (8 Mm) Minivida Varlığında Çeşitli Retraksiyon Çengellerinin Diş Hareketine Etkilerinin İncelenmesi

1.2 ve 2.2 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Bulgular

4.2.1. X Eksenini Üzerindeki Yer Değiştirmelerin İncelenmesi

1.1 ve 1.2 nolu gruplara ait Y eksenini üzerindeki yer değiştirme verileri Tablo 4-4 de gösterilmiştir.

Tablo 4-4: 1.2- 2.2 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait X Eksenini Yer Değiştirme Bulguları

	1.2.	2.2.
Hook-Vida Yükl.	5 hook 8 vida	8 hook 8 vida
Yön	X	X
U1 kesici kenar	0,10901	0,12195
U1 apikal	1,21E-02	1,20E-02
U2 kesici kenar	0,10804	0,11164
U2 apikal	2,69E-02	2,52E-02
U3 tüb tepesi	9,07E-02	9,83E-02
U3 apikal	1,84E-02	1,69E-02
U5 tüberkül tepesi	-4,27E-02	-4,20E-02
U5 apikal	3,17E-03	3,11E-04
U6 mesial tüberkül	-4,65E-02	-4,85E-02
U6 mesiobukkal kök	-6,78E-03	-7,68E-03

*Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

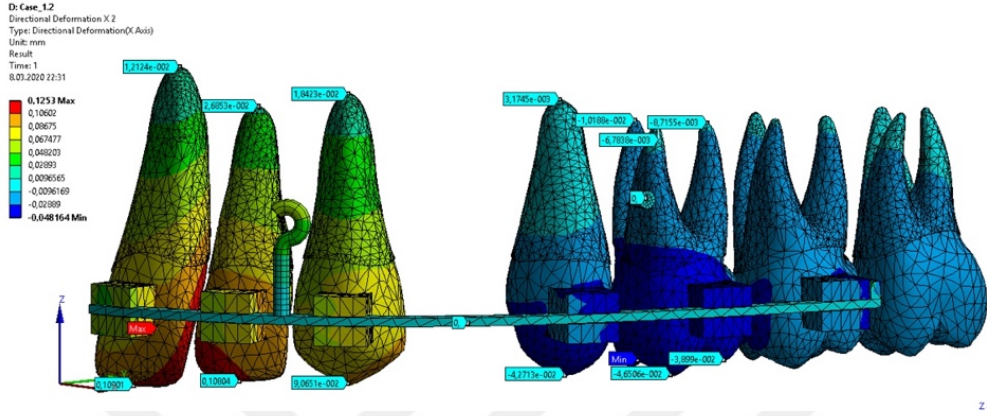
** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup, pozitif yer değiştirme verileri distal yönlü hareketi, negatif yer değiştirme verileri mesial yönlü hareketi ifade etmektedir.

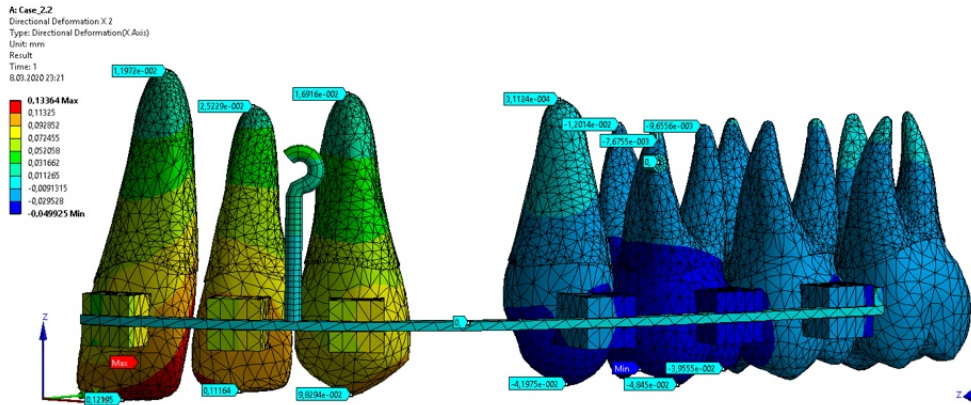
X eksenini üzerinde, üst orta kesici dişte her iki retraksiyon çengeli yüksekliğinde de distal yönlü hareket meydana gelmiştir. Bu hareket miktarı her iki grupta da kesici kenardan kök ucuna doğru azalma göstermektedir.

İki grup birbiri ile kıyaslandığında, kesici kenarda meydana gelen distal yönlü hareketin 8 mm hook kullanılan grupta daha fazla olduğu görülmüştür. Apikal bölgede meydana gelen hareket miktarları ise iki grup arasında benzerlik göstermektedir.

Her iki grupta da kesici kenarda kök ucuna kıyasla daha fazla distal yönlü hareket gözlemlendiğinden, bu dişte bir devrilme hareketinden söz edilebilir. Bu devrilme miktarı 8 mm hook kullanılan grupta daha fazla olmuştur.



Şekil 4-13: 1.2.nolu modele ait X eksenli yer değiştirme verileri



Şekil 4-14: 2.2.nolu modele ait X eksenli yer değiştirme verileri

Yan kesici dişte de orta kesici diş ile benzer bir tablo karşımıza çıkmaktadır, distal yönlü hareket her iki grupta da kesici kenardan kök ucuna doğru azalacak biçimde gözlenmekte, ve dişteki devrilme miktarı 8 mm hook kullanılan grupta daha fazla olmaktadır.

Kanın diş incelendiğinde, kesici dişler ile benzer şekilde kök ucunda daha az olmak üzere distal yönlü hareket gözlenmektedir. 8 mm retraksiyon çengelinden kuvvet uygulanan grupta distal yönlü hareket daha fazla olmaktadır, ancak bu fark kesici dişlerle kıyaslandığında daha düşüktür. İki grup arasında meydana gelen distal yönlü

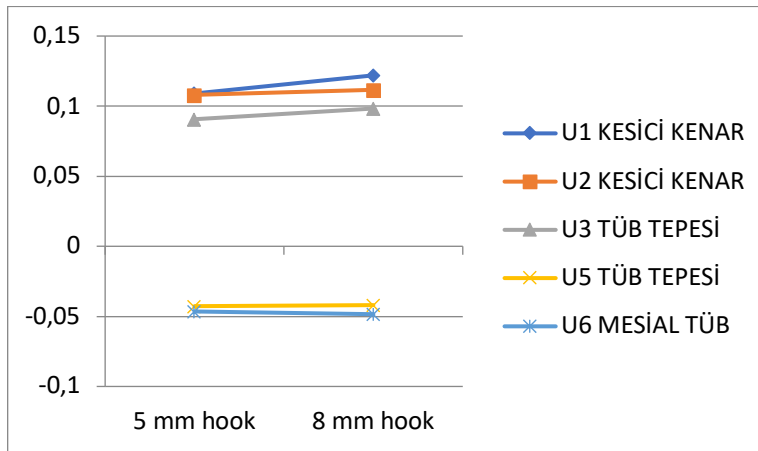
devrilme miktarları kıyaslandığında devrilmenin 8 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla olduğu görülmektedir.

Anterior bölge dişleri incelendiğinde benzer tipte diş hareketi görülmekte olup, bu grupta en fazla devrilmenin 8 mm retraksiyon çengeli varlığında üst orta kesici dişte olduğu görülmektedir.

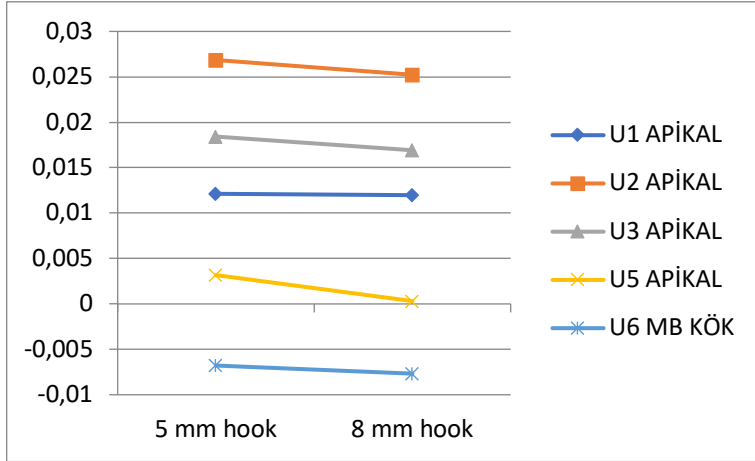
2. premolar dişte, 5 mm ve 8 mm retraksiyon çengeli gruplarının her ikisinde de tüberkül tepesinde mezial yönlü hareket gözlenirken , kök ucunda distal yönlü hareket izlenmektedir. 2.premolar dişin hareketi bakımından alçak ve yüksek retraksiyon çengeli grupları kıyaslandığında tüberkül tepesinde meydana gelen mezial yönlü hareket benzerlik gösterirken, kök ucundaki distal yönlü hareket 5 mm hook üzerinden kuvvet uygulanan grupta daha fazla olmaktadır.

1.molar dişin hareketi incelendiğinde, her iki grupta da meziobukkal tüberkül tepesi ve mesial kök ucunda mezial yönlü hareket gözlenmiştir. Her iki grup birbiri ile kıyaslandığında, 8 mm (yüksek) retraksiyon çengeli grubunda, hem kök ucu hem de tüberkül tepesinde daha fazla harekete rastlandığı görülmektedir. Her iki grupta da hareket miktarı tüberkül tepesinde daha fazla olmaktadır, dolayısıyla dişte mezial yönlü bir devrilmeden söz edilebilir. Bu devrilme miktarı 8 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta 5 mm retraksiyon çengeli kullanılan gruba göre daha fazladır.

1.2. ve 2.2. nolu gruplara ait x ekseni üzerindeki yer değiştirme verileri Tablo 4-4 de gösterilmiş, grup içi ve gruplar arası kıyaslamalar da şekillerde gösterilmiştir. (Şekil 4-13, Şekil 4-14, Şekil 4-15, Şekil 4-16)



Şekil 4-15: 8 mm vida varlığında x ekseni üzerinde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-16: 8 mm vida varlığında x ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler

4.2.2. Y Ekseninde Yer Değiştirmelerin İncelenmesi

1.2. ve 2.2. nolu gruplara ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4-5 de gösterilmiş, grup içi ve gruplar arası kıyaslamalar da şekillerde gösterilmiştir. (Şekil 4-17, Şekil 4-18, Şekil 4-19, Şekil 4-20)

Tablo 4-5: 1.2- 2.2 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Y Ekseninde Yer Değiştirme Bulguları

	1.2.	2.2.
Hook-vida yükü	5 hook 8 vida	8 hook 8 vida
Yön	Y	Y
U1 kesici kenar	5,86E-02	6,01E-02
U1 apikal	6,48E-03	6,14E-03
U2 kesici kenar	6,21E-02	6,05E-02
U2 apikal	4,86E-03	4,47E-03
U3 tüb tepesi	0,11724	0,12125
U3 apikal	4,63E-04	-1,00E-03
U5 tüberkül tepesi	-7,79E-02	-7,64E-02
U5 apikal	-2,21E-03	-4,31E-03
U6 mesial tüberkül	-6,16E-02	-5,89E-02
U6 mesiobukkal kök	-9,77E-03	-1,27E-02

*Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup,pozitif yer değiştirme verileri palatinal yönlü hareketi , negatif yer değiştirme verileri bukkal yönlü hareketi ifade etmektedir.

çengeli (8 mm) grubunda lateral dişin kesici kenarında ve kök ucunda meydana gelen palatinal yönlü diş hareketi alçak retraksiyon çengeli grubuna göre daha fazladır. Dişte meydana gelen palatinal kuron torku hareketi incelendiğinde ise bu devrilmenin orta kesici dişte olduğu gibi 8 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla olduğu görülmektedir. Orta ve yan kesici dişler birbiri ile kıyaslandığında ise yan kesici dişte meydana gelen devrilmenin daha fazla olduğu görülmektedir.

Kanın diş incelendiğinde, 8 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta, tüberkül tepesinde palatinal yönlü hareket meydana gelirken, kök ucunda bukkal yönlü hareket meydana gelmektedir. Tüberkül tepesindeki harekete kıyasla kök ucunda meydana gelen hareket oldukça küçük miktardadır. 5 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta, kanin dişte tüberkül tepesinde ve kök ucunda palatinal yönlü hareket izlenmekte olup, hareket miktarı kök ucuna doğru gidildikçe azalmaktadır. İki grup birbiri ile kıyaslandığında kök ucu ve kesici kenarda meydana gelen hareket miktarı 8 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazladır.

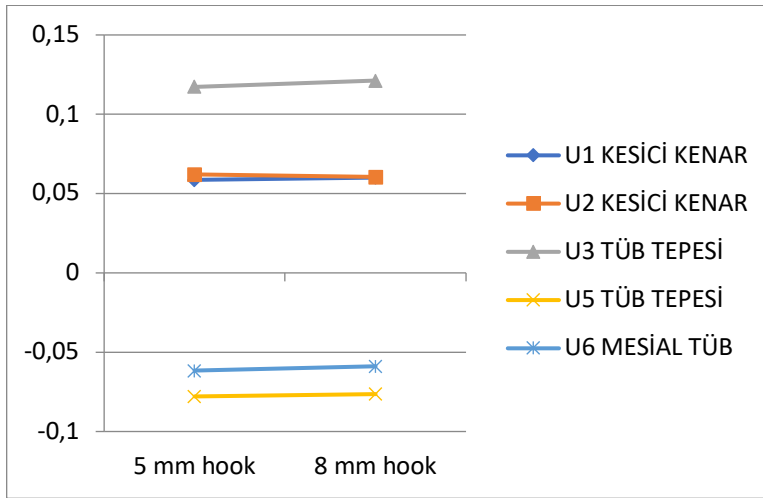
İki grupta da dişlerin kök ucu ve tüberkül tepesinde meydana gelen hareket miktarları incelendiğinde palatinal yönlü kuron torku meydana geldiğinden söz edilebilir, bu hareket miktarı da 8 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla olmaktadır.

Kesici dişler bölgesi incelendiğinde y ekseninde bukkopalatinal yönlü devrilme miktarı kanin diştten orta kesici dişe doğru gidildikçe azaldığı görülmektedir. En fazla devrilme 8 mm retraksiyon çengeli grubunda kanin dişte meydana gelmiştir.

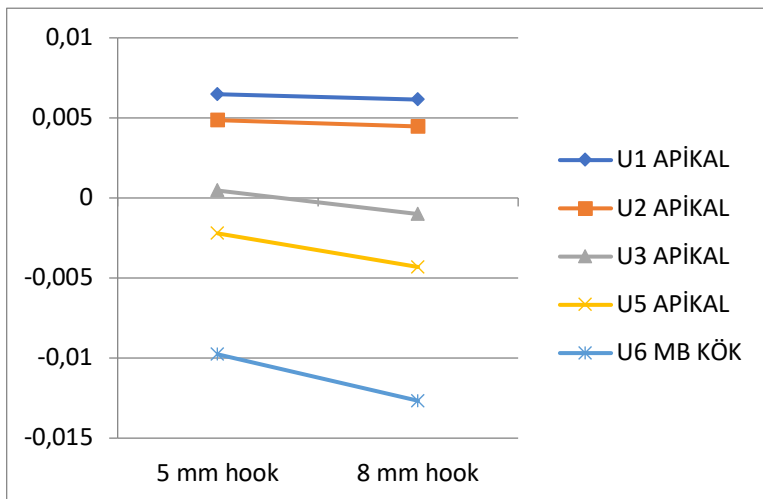
Posterior bölgede 2. premolar diş incelendiğinde, her iki grupta da tüberkül tepesi ve kök ucunda bukkal yönlü hareket meydana geldiğini ve bu hareketin tüberkül tepesinden kök ucuna doğru azaldığı görülmektedir. Bunun sonucunda her iki grupta da bukkal yönlü kuron torku meydana gelir.

İki grup birbiri ile kıyaslandığında, tüberkül tepesinde meydana gelen bukkal yönlü hareket 5 mm hook grubunda daha fazla iken, 8 mm hook grubunda kök ucundaki bukkal hareket miktarı daha fazladır. Bunun sonucunda uygulanan kuvvet neticesinde meydana gelen devrilme miktarı da alçak retraksiyon çengelinden kuvvet uygulanan grupta daha fazla olmaktadır.

1.molar dişin Y eksenini üzerindeki hareketi incelendiğinde, premolar diş ile benzer şekilde her iki grupta da tüberkül tepesinden kök ucuna doğru azalacak biçimde bukkal yönlü hareket gözlenmektedir. İki grup birbiriyle kıyaslandığında ise premolar dişte olduğu gibi kök hareketi uzun retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla iken, kuron hareketinin alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla olduğu görülmektedir. Meydana gelen devrilme miktarı ise molar dişte de alçak retraksiyon çengeli bulunan grupta daha fazla olmuştur.



şekil 4-19: 8 mm vida varlığında y eksenini üzerinde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



şekil 4-20: 8 mm vida varlığında y eksenini üzerinde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler

4.2.3. Z Ekseninde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

1.2. ve 2.2. nolu gruplara ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4-6 de gösterilmiş, grup içi ve gruplar arası kıyaslamalar da şekillerde gösterilmiştir. (Şekil 4-21, Şekil 4-22, Şekil 4-23, Şekil 4-24)

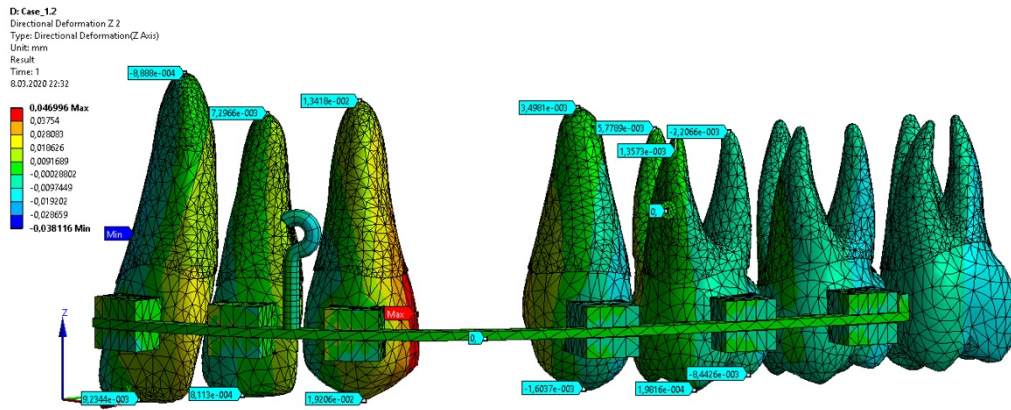
Tablo 4-6: 1.2- 2.2 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Z Ekseninde Yer Değiştirme Bulguları

	1.2.	2.2.
Hook-vida yükü	5 hook 8 vida	8 hook 8 vida
Yön	Z	Z
U1 kesici kenar	9,23E-03	7,29E-04
U1 apikal	-8,88E-04	-4,07E-03
U2 kesici kenar	8,11E-04	-4,09E-03
U2 apikal	7,30E-03	2,96E-03
U3 tüb tepesi	1,92E-02	9,00E-03
U3 apikal	1,34E-02	9,07E-03
U5 tüberkül tepesi	-1,60E-03	7,66E-03
U5 apikal	3,50E-03	7,50E-03
U6 mesial tüberkül	1,98E-04	4,49E-03
U6 mesiobukkal kök	1,36E-03	3,77E-03

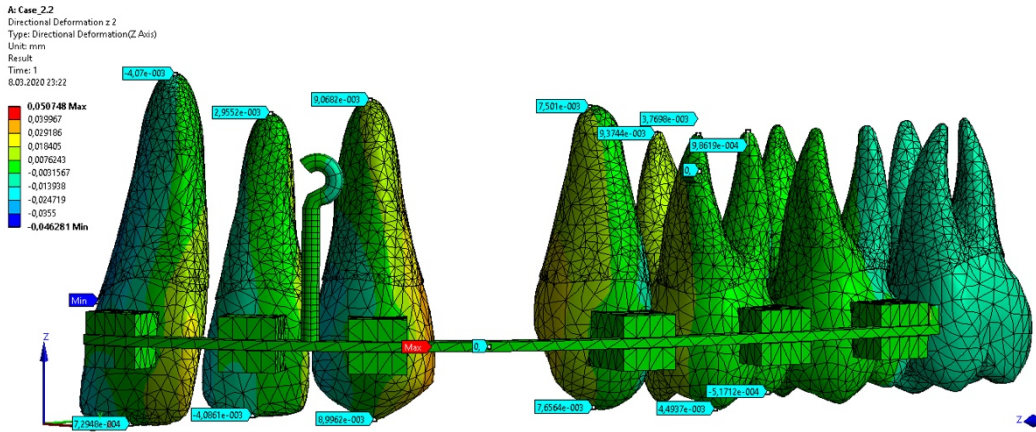
**Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup,pozitif yer değiştirme verileri superior yönlü hareketi , negatif yer değiştirme verileri inferior yönlü hareketi ifade etmektedir.



Şekil 4-21: 1.2.nolu modele ait Z ekseninde yer değiştirme verileri



Şekil 4-22: 2.2.nolu modele ait Z eksenini yer değıştirme verileri

Z eksenini üzerinde incelendiğinde, üst orta kesici dişte her iki retraksiyon çengeli grubunda da kesici kenarda süperior yönlü hareket gözlenirken kök ucunda inferior yönlü bir hareket meydana gelmiştir. Bu durum dişin y eksenini üzerinde yaptığı devrilme hareketine bağlı olduğu düşünülmektedir. Hareket miktarları incelendiğinde z eksenini üzerinde apikal bölgede meydana gelen hareketin 8 mm hook grubunda, kesici kenarda meydana gelen hareketin ise 5 mm hook grubunda daha fazla olduğu görülmektedir.

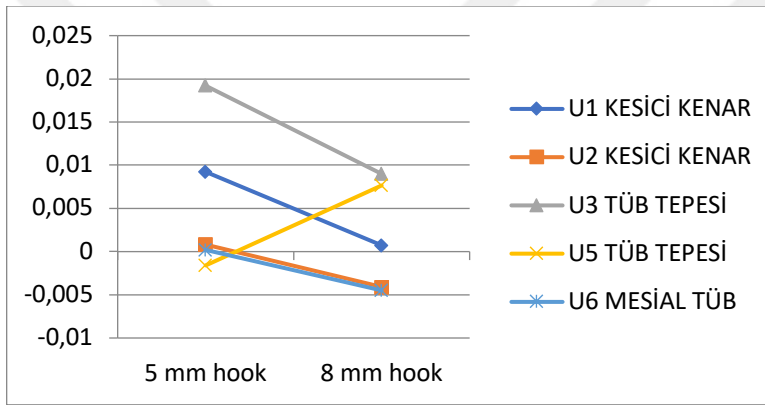
Lateral diş incelendiğinde, 8 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta, kesici kenarda inferior yönlü, kök ucunda süperior yönlü hareket meydana gelmiştir. 5 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta ise hem kesici kenar hem de kök ucunda süperior yönlü hareket izlenir. İki grup arasında meydana gelen diş hareketi miktarları kıyaslandığında hem kök ucu hem de kesici kenarda z ekseninde meydana gelen yer değıştirme miktarı 5 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazladır.

Kanın dişte her iki grupta da tüberkül tepesi ve kök ucunda süperior yönlü hareket meydana gelmiştir. her iki grupta da kök ucu ve tüberkül tepesinin z eksenini üzerinde hareket miktarları benzerdir, ancak iki grup kıyaslandığında süperior yönlü hareket miktarı 5 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazladır.

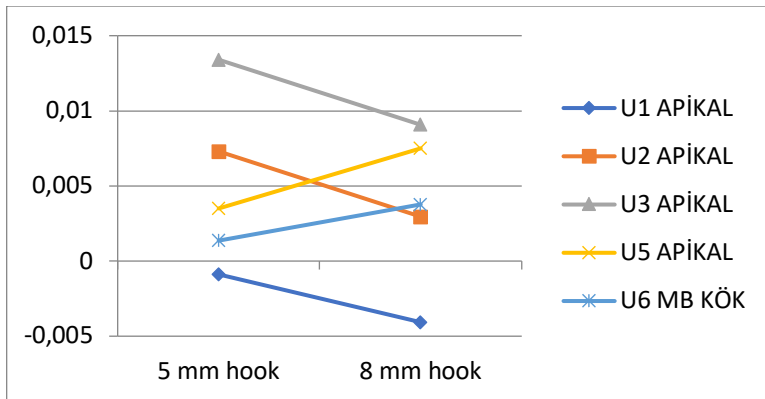
Anterior bölge incelendiğinde her iki hook, yüksekliğı için de z ekseninde meydana gelen hareket miktarının kanin diştin orta kesici dişe doğru gidildikçe azaldığı, aynı zamanda hook yüksekliğindeki artış ile hareket miktarı arasında bir ters orantı olduğu görülmektedir.

Posterior bölgede 2. premolar dişte 8 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta hem kök ucu hem de tüberkül tepesinde birbiriyle benzer miktarda süperior yönlü hareket meydana gelmiştir. 5 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta ise, tüberkül tepesinde inferior yönlü hareket meydana gelirken, kök ucunda daha fazla miktarda süperior yönlü hareket meydana gelmiştir. Bu durumun da yine dişin x ve y eksenleri üzerinde yaptığı devrilme hareketine bağlamak mümkündür.

1. molar dişte, her iki grupta da kök ucu ve tüberkül tepesinde süperior yönlü hareket izlenmektedir. 8 mm hook grubunda tüberkül tepesinde, 5 mm hook grubunda ise kök ucunda daha fazla hareket izlenmektedir. İki grup birbiriyle kıyaslandığında ise intrüzyon miktarı 8 mm hook grubunda daha fazladır.



Şekil 4-23: 8 mm vida varlığında z ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-24: 8 mm vida varlığında y ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler

4.3. Alçak (6 Mm) Minivida Varlığında Çeşitli Retraksiyon Çengellerinin Diş Hareketine Etkilerinin İncelenmesi

1.1. ve 2.1. Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Bulgular

4.3.1. X Ekseninde Yer Değiştirmelerin İncelenmesi

1.1. ve 2.1. nolu gruplara ait X eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4-7 de gösterilmiş, grup içi ve gruplar arası kıyaslamalar da şekillerde gösterilmiştir. (Şekil 4-25, Şekil 4-26, Şekil 4-27, Şekil 4-28)

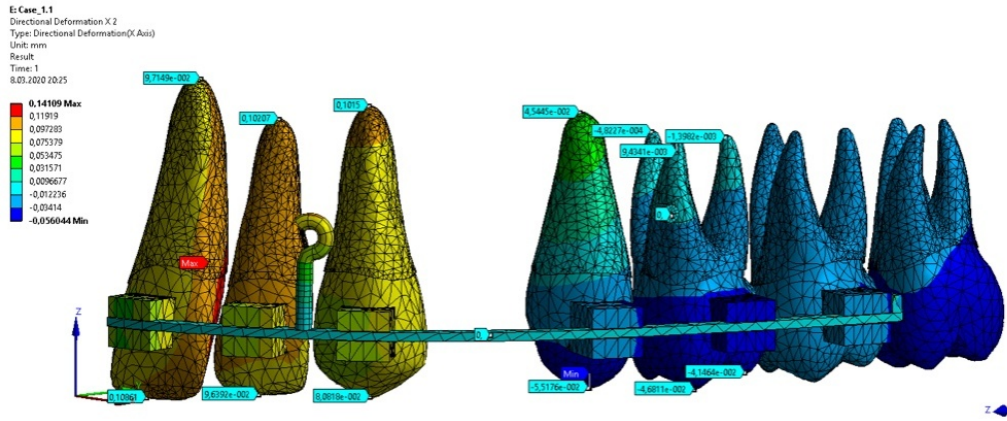
Tablo 4-7: 1.1- 2.1 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait XEkseninde Yer Değiştirme Bulguları

	1.1.	2.1.
Hook-vida yüks	5 hook 6 vida	8 hook 6 vida
Yön	X	X
U1 kesici kenar	0,10861	0,12879
U1 apikal	9,71E-02	1,19E-02
U2 kesici kenar	9,64E-02	0,11273
U2 apikal	0,10207	2,42E-02
U3 tüb tepesi	8,08E-02	0,10149
U3 apikal	0,1015	1,60E-02
U5 tüberkül tepesi	-5,52E-02	-4,25E-02
U5 apikal	4,54E-02	1,31E-03
U6 mesial tüberkül	-4,68E-02	-5,00E-02
U6 mesiobukkal kök	9,43E-03	-7,76E-03

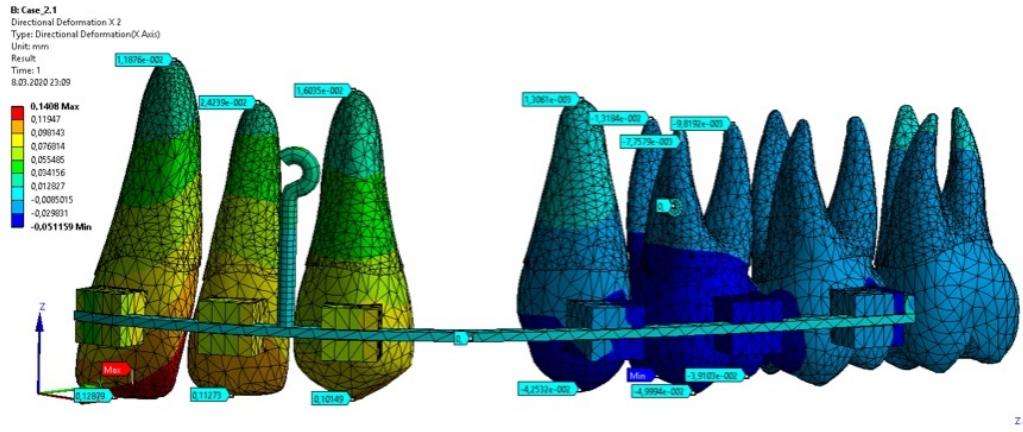
*Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup,pozitif yer değiştirme verileri distal yönlü hareketi , negatif yer değiştirme verileri mesial yönlü hareketi ifade etmektedir.



Şekil 4-25: 1.1.nolu modele ait X eksenini yer değiştirme verileri



Şekil 4-26: 2.1.nolu modele ait X eksenini yer değiştirme verileri

Alçak minivida pozisyonunda iki farklı yükseklikte retraksiyon çengeli kullanımının x eksenini üzerinde etkileri incelendiğinde,

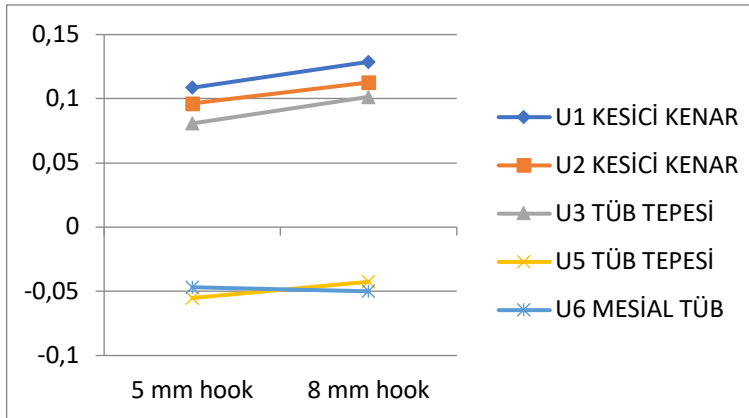
Orta kesici dişte kesici kenar ve kök ucunda her iki grupta, kesici kenardan kök ucuna doğru azalacak biçimde distal yönlü hareket izlenmektedir. Her iki grupta da kök ucunda meydana gelen hareketin daha az olmasına bağlı olarak, distal yönlü bir devrilme meydana gelmektedir. Bu devrilme, yüksek (8mm) retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla olmaktadır. X eksenini üzerinde hareket miktarları kıyaslandığında ise, kesici kenarda meydana gelen hareket yüksek retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla iken, x eksenini üzerinde kök ucu alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla hareket etmektedir.

Yan kesici ve kanin diş incelendiğinde, her iki dişte de yüksek retraksiyon çengeli grubunda meydana gelen hareket miktarı kök ucuna doğru azalırken, alçak

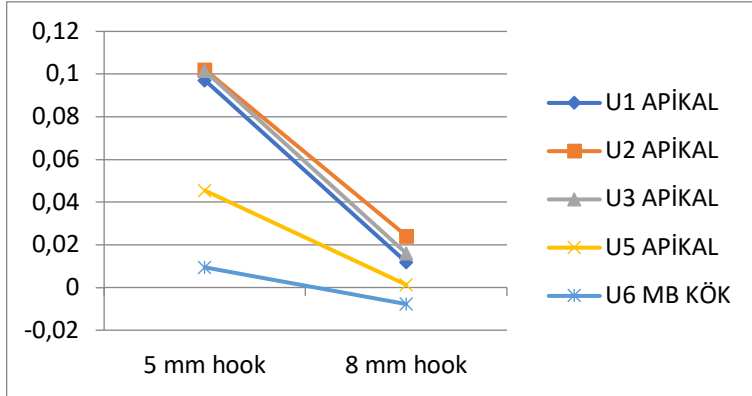
retraksiyon çengeli kullanılan grupta, kök ucuna doğru distal yönlü hareket miktarının arttığı görülmektedir. Bu durumda, yüksek retraksiyon çengeli grubunda daha fazla kesici kenarda distal yönlü bir hareket meydana gelirken, alçak retraksiyon çengeli kullanıldığında daha çok kök ucunda hareket izlenmektedir. Kök ucu ve kesici kenarda meydana gelen hareket miktarları kıyaslandığında alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta aralarında kesiciler bölgesinde daha az fark olduğu yani devrilmenin daha az olduğu görülmektedir.

Posterior bölge incelendiğinde, 2. premolar dişte her iki grupta da tüberkül tepesinde, mesial yönlü hareket gözlenirken kök ucunda distal yönlü hareket meydana gelmekte, yani kontrolsüz devrilme izlenmektedir. Bu devrilme hareketi, alçak (5 mm) retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla olmaktadır. X ekseninde meydana gelen hareket miktarları incelendiğinde, hem kök ucu hem de tüberkül tepesi alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla hareket göstermektedir.

1.molar dişte, yüksek retraksiyon çengeli kullanılan grupta meziobukkal tüberkül tepesi ve mezial kök ucunda tüberkül tepesinden kök ucuna doğru azalacak biçimde distal yönlü hareket meydana gelmektedir. Alçak retraksiyon çengelinin kullanıldığı grupta ise tüberkül tepesinde mezial kök ucunda ise distal yönlü hareket meydana gelmiştir. Dişte meydana gelen devrilme incelendiğinde de alçak retraksiyon çengeli olan grupta daha fazla devrilme olduğu görülmektedir.



Şekil 4-27: 6 mm vida varlığında x ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-28: 6 mm vida varlığında x ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler

4.3.2. Y ekseninde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

1.1. ve 2.1. nolu gruplara ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4-8 de gösterilmiş, grup içi ve gruplar arası kıyaslamalar da şekillerde gösterilmiştir. (Şekil 4-29, Şekil 4-30, Şekil 4-31 Şekil 4-32)

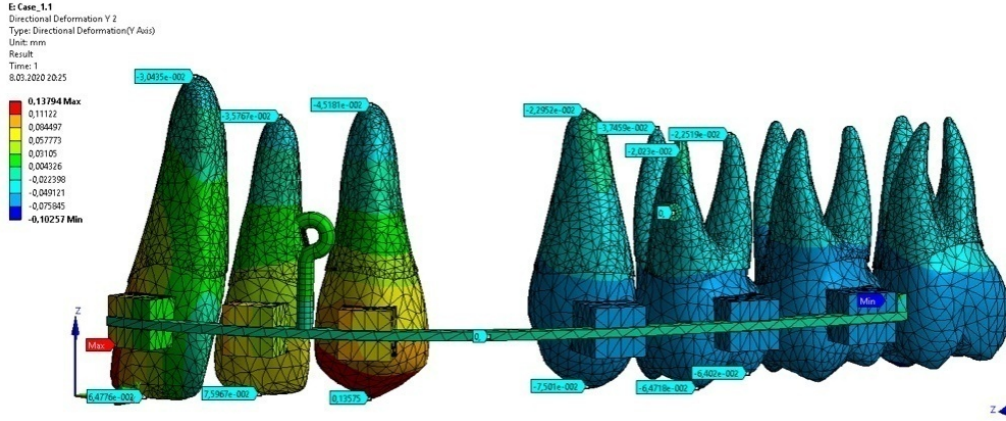
Tablo 4-8: 1.1- 2.1 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Y Ekseninde Yer Değiştirme Bulguları

	1.1.	2.1.
Hook-vida yüks	5 hook 6 vida	8 hook 6 vida
Yön	Y	Y
U1 kesici kenar	6,48E-02	5,00E-02
U1 apikal	-3,04E-02	5,85E-03
U2 kesici kenar	7,60E-02	5,82E-02
U2 apikal	-3,58E-02	4,70E-03
U3 tüb tepesi	0,13575	0,12092
U3 apikal	-4,52E-02	-1,46E-03
U5 tüberkül tepesi	-7,50E-02	-7,42E-02
U5 apikal	-2,30E-02	-4,22E-03
U6 mesial tüberkül	-6,47E-02	-5,64E-02
U6 mesiobukkal kök	-2,02E-02	-1,13E-02

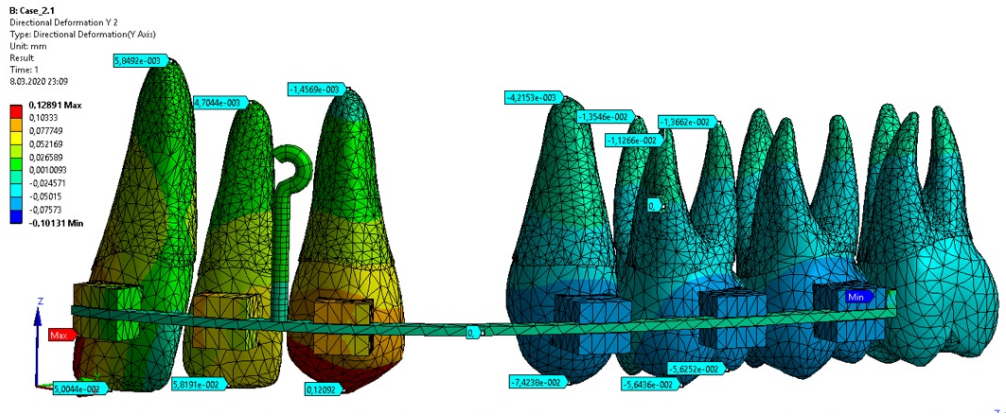
*Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup,pozitif yer değiştirme verileri palatinal yönlü hareketi , negatif yer değiştirme verileri bukkal yönlü hareketi ifade etmektedir.



Şekil 4-29: 1.1.nolu modele ait Y eksenini yer değıştirme verileri



Şekil 4-30: 2.1.nolu modele ait Y eksenini yer değıştirme verileri

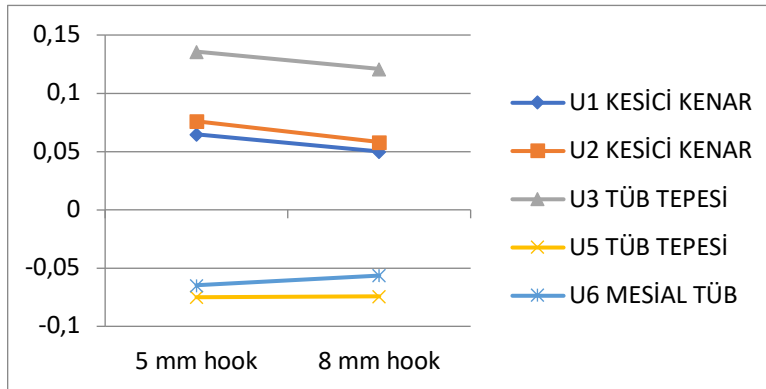
Y eksenini üzerinde, orta kesici diş, yüksek retraksiyon çengeli varlığında hem kesici kenar hem de kök ucunda palatinal yönlü hareket göstermektedir ve bu hareket miktarı kesici kenarda kök ucuna kıyasla daha fazla olmaktadır. 5 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta ise, kesici kenarda palatinal yönlü hareket gözlenirken, kök ucunda bukkal yönde hareket izlenmektedir.

Buna bağılı olarak retraksiyon çengeli yüksekliği arttırıldıkça diş hareketi lingual kuron tippinginden, lingual kök tippingine doğru değışmektedir. İki grup kıyaslandığında y ekseninde meydana gelen hareket miktarı alçak retraksiyon çengeli grubunda daha fazladır, ancak iki grupta hareket miktarları arasındaki fark kök ucunda daha belirgin olmaktadır. Alçak retraksiyon çengeli varlığında kök ucunda meydana gelen hareket daha fazla olmuştur. Buna bağılı olarak orta kesici dişte meydana gelen devrilme hareketinin de alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla olduğu görülmektedir. Yan kesici dişte meydana gelen hareket paterni de orta kesici diş ile aynıdır. Kesici dişler kendi arasında incelendiğinde her iki grupta da yan kesici dişte

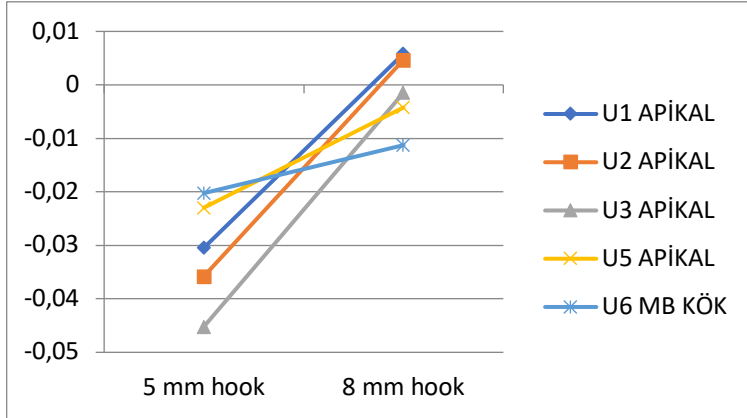
daha fazla devrilme gerçekleştiği, en fazla devrilmenin alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta lateral dişte meydana geldiği görülmektedir.

Kanın diş incelendiğinde, her iki grupta da tüberkül tepesinde palatinal, kök ucunda bukkal yönlü hareket izlenmektedir. Her iki grupta da hareket miktarı tüberkül tepesinden kök ucuna doğru azalmaktadır. Hareket miktarları incelendiğinde kök ucu ve tüberkül tepesinde alçak retraksiyon çengeli grubunda daha fazla hareket görülmüştür, ancak iki grup arasındaki fark kök ucunda daha belirgin olmaktadır. Tüberkül tepesi ve kök ucundaki hareket miktarlarının farklı olmasına bağlı olarak dişte y ekseninde palatinal yönlü bir devrilme meydana gelmiştir. Devrilme miktarı, alçak retraksiyon çengeli grubunda daha fazladır.

Posterior bölgede 2. premolar dişte ve 1. molar dişte benzer hareket paterni görülmektedir. İki grupta da posterior bölge dişlerde hem tüberkül tepesi hem de kök ucunda, bukkal yönlü hareket izlenmektedir. Meydana gelen hareket miktarları incelendiğinde kök ucu ve tüberkül tepesindeki bukkal yönlü hareket 5 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla olmuştur. İki grup arasında hareket miktarları arasında en belirgin fark 2. premolar dişte kök ucunda gözlenmiştir. 5 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta 2. premolar kök ucu 8 mm retraksiyon çengeli kullanılan gruba göre belirgin derecede daha fazla bukkal yönlü hareket göstermiştir. Posterior bölgede meydana gelen y ekseninde devrilme miktarları incelendiğinde, yine 5 mm retraksiyon çengeli grubunda daha fazla devrilme olduğu görülmekle birlikte en fazla devrilme 5 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta 2. Premolar dişte olmuştur.



Şekil 4-31: 6 mm vida varlığında y ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-32: 6 mm vida varlığında y ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler

4.3.3. Z ekseninde Meydana gelen Yer Değiştirmeler

1.1. ve 2.1. nolu gruplara ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4-9 da gösterilmiş, grup içi ve gruplar arası kıyaslamalar da şekillerde gösterilmiştir. (Şekil 4-33, Şekil 4-34, Şekil 4-35 Şekil 4-36)

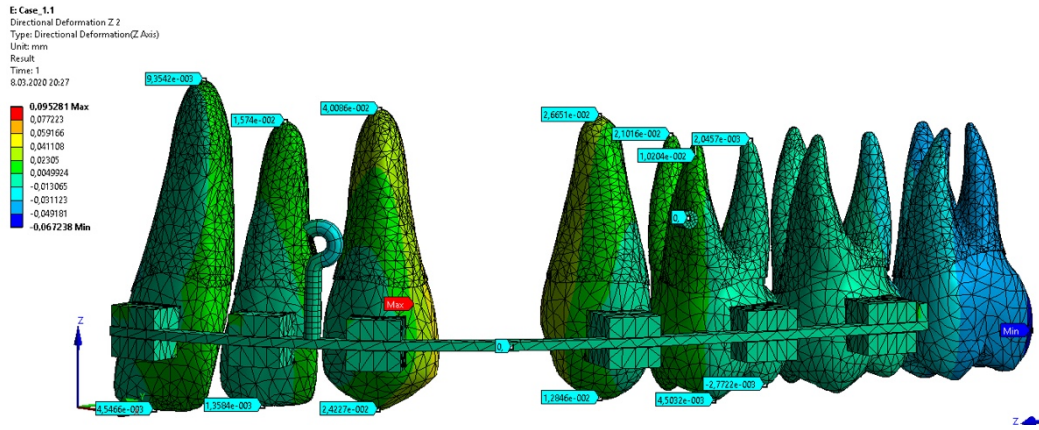
Tablo 4-9: 1.1- 2.1 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Z Ekseninde Yer Değiştirme Bulguları

	1.1.	2.1.
Hook-vida yükü	5 hook 6 vida	8 hook 6 vida
Yön	Z	Z
U1 kesici kenar	4,55E-03	-4,81E-03
U1 apikal	9,35E-03	-6,30E-03
U2 kesici kenar	1,36E-03	-8,02E-03
U2 apikal	1,57E-02	7,17E-04
U3 tüb tepesi	2,42E-02	2,59E-03
U3 apikal	4,01E-02	5,13E-03
U5 tüberkül tepesi	1,28E-02	1,13E-02
U5 apikal	2,66E-02	9,80E-03
U6 mesial tüberkül	4,50E-03	7,39E-03
U6 mesiobukkal kök	1,02E-02	7,05E-03

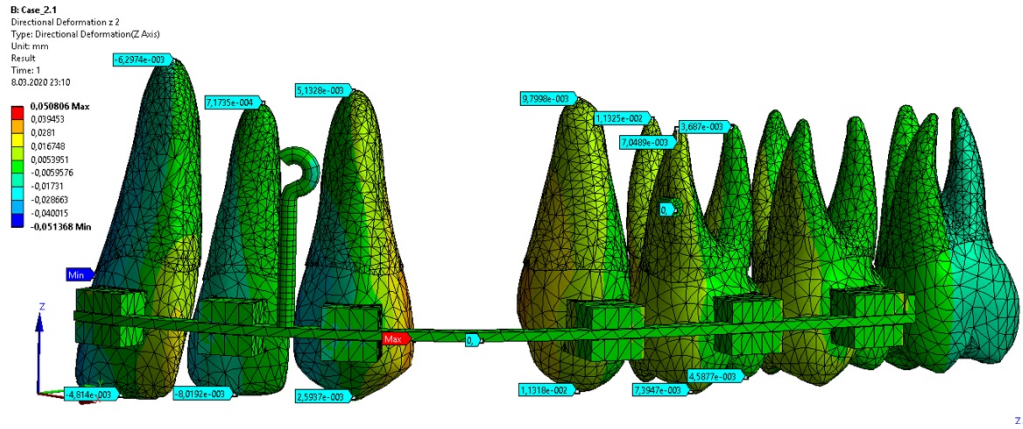
**Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup,pozitif yer değiştirme verileri superior yönlü hareketi , negatif yer değiştirme verileri inferior yönlü hareketi ifade etmektedir.



Şekil 4-33: 1.1.nolu modele ait Z eksenli yer değiştirme verileri



Şekil 4-34: 2.1.nolu modele ait Z eksenli yer değiştirme verileri

Z eksenli üzerinde, 6 mm minivida varlığında, farklı yüksekliklerde retraksiyon çengellerinden kuvvet uygulanması neticesinde,

Üst orta kesici dişte, yüksek retraksiyon çengeli bulunan grupta, hem kök ucu hem de kesici kenarda inferior yönlü hareket gözlenirken, alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta kesici kenar ve kök ucunda, süperior yönlü hareket meydana gelmiştir. Hareket miktarı kesici kenardan kök ucuna doğru hafif bir artış göstermektedir. Alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta ise üst orta kesici dişte yine hareket miktarı kesici kenardan kök ucuna doğru hafifçe artacak biçimde süperior yönlü hareket izlenmektedir.

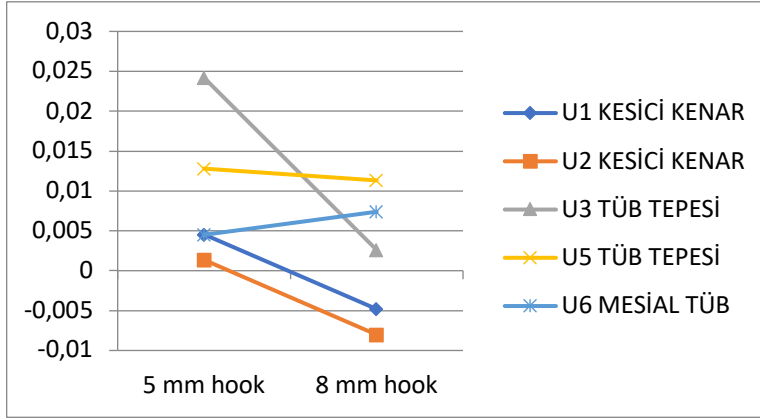
Yan kesici dişte, yüksek retraksiyon çengeli kullanıldığında, kesici kenarda inferior kök ucunda ise kesici kenardakine göre daha az olmak üzere süperior yönlü hareket meydana gelmektedir. Bu fark dişin x ve y eksenleri üzerinde yaptığı devrilmelerden kaynaklanmaktadır. Alçak retraksiyon çengeli kullanıldığında ise yan

kesici dişte hem kök ucu hem de kesici kenarda süperior yönlü hareket gerçekleşmektedir. Bu durumda diğer grubun aksine kesici kenarda meydana gelen dikey yönlü yer değiştirme miktarı kök ucuna göre daha azdır. İki grup birbiriyle kıyaslandığında, kök ucunda meydana gelen hareket miktarları arasında belirgin bir fark olduğu ve alçak retraksiyon çengeli uygulanması durumunda kök ucundaki hareketin daha fazla olduğu görülmektedir.

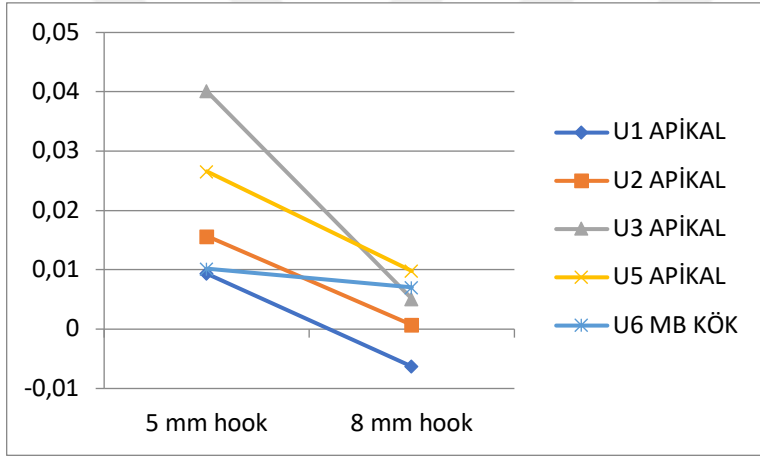
Kanın diş incelendiğinde, her iki retraksiyon çengeli yüksekliği durumunda da tüberkül tepesi ve kök ucu z ekseninde süperior yönlü yer değiştirme göstermiştir, ve bu hareket miktarı kök ucuna doğru gidildikçe azalmaktadır. İki grup birbiri ile kıyaslandığında, alçak retraksiyon grubunda kök ucu ve kesici kenarda z ekseninde meydana gelen süperior yönlü hareketin yüksek retraksiyon grubuna göre daha fazla olduğu görülmektedir. Kesici dişler bölgesi bir bütün olarak ele alındığında bu iki grup arasında en fazla süperior yönlü hareket de alçak retraksiyon çengeli grubunda kanin dişin apikal noktasında görülmektedir.

Posterior bölge incelendiğinde, 2. premolar ve 1. molar dişlerde kök ucu ve tüberkül tepesi noktalarında süperior yönlü hareket izlenmektedir. 2. premolar dişte, yüksek retraksiyon çengeli varlığında tüberkül tepesinde meydana gelen hareket miktarı apikal bölgeye göre daha fazladır, alçak retraksiyon çengeli grubunda ise bu kez kök ucunda daha fazla yer değiştirme meydana gelmekte, ve diğer eksenlerde meydana gelen devrilmelerle ilişkili olarak kök ucu ile tüberkül tepesi arasındaki farkın daha fazla olduğu görülmektedir.

1.molar dişte, yüksek retraksiyon çengeli grubunda meydana gelen apikal yönlü hareket tüberkül tepesinde daha fazladır. Alçak retraksiyon çengeli grubunda ise, daha fazla apikal yönlü hareket kök ucunda izlenmekte ve aradaki fark bu grupta daha belirgin olmaktadır.



Şekil 4-35: 6 mm vida varlığında z ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-36: 6 mm vida varlığında z ekseninde hook yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal noktalarında meydana gelen yer değiştirmeler

4.4. Alçak (5mm) Retraksiyon Çengeli Varlığında Çeşitli Minivida Yüksekliklerinin Diş Hareketine Etkilerinin İncelenmesi

1.1. ve 1.2. ve 1.3. Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Bulgular

4.4.1. X Ekseninde Meydana Gelen Yer Değiştirmelerin İncelenmesi

1.1., 1.2 ve 1.3 nolu gruplara ait X eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4-10da gösterilmiş, grup içi ve gruplar arası kıyaslamalar da şekillerde gösterilmiştir. (Şekil 4-1, Şekil 4-13, Şekil 4-25 Şekil 4-37, Şekil 4-38)

Tablo 4-10: 1.1- 1.2ve 1.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait X Eksenini Yer Değiştirme Bulguları

	1.1.	1.2.	1.3.
Hook-vida yüks	5 hook 6 vida	5 hook 8 vida	5 hook 12 vida
Yön	X	X	X
U1 kesici kenar	0,10861	0,10901	8,80E-02
U1 apikal	9,71E-02	1,21E-02	1,19E-02
U2 kesici kenar	9,64E-02	0,10804	0,1007
U2 apikal	0,10207	2,69E-02	2,78E-02
U3 tüb tepesi	8,08E-02	9,07E-02	7,90E-02
U3 apikal	0,1015	1,84E-02	1,94E-02
U5 tüberkül tepesi	-5,52E-02	-4,27E-02	-3,98E-02
U5 apikal	4,54E-02	3,17E-03	3,62E-03
U6 mesial tüberkül	-4,68E-02	-4,65E-02	-4,12E-02
U6 mesiobukkal kök	9,43E-03	-6,78E-03	-5,36E-03

*Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup,pozitif yer değiştirme verileri distal yönlü hareketi , negatif yer değiştirme verileri mesial yönlü hareketi ifade etmektedir.

X eksenini üzerinde, orta kesici dişin hareketi incelendiğinde alçak retraksiyon çengeli varlığında kesici kenarda en fazla hareketin 6 ve 8 mm minivida yüksekliklerinde görüldüğü izlenmektedir. Bu gruplarda gerçekleşen distal yönlü hareket birbiri ile benzerken, 12 mm yükseklikte vida kullanılan grupta kesici kenarda meydana gelen distal yönlü hareket daha az olmaktadır. Tüm gruplarda hareket miktarı kök ucuna doğru azalırken, en fazla kök hareketi 6 mm vida yüksekliği durumunda gözlenmektedir. Kök ucu ve kesici kenarda meydana gelen distal yönlü hareketlerin kıyaslanması sonucunda, meydana gelen distal yönlü devrilmelerin en az 6 mm vida kullanılan grupta görüldüğü tespit edilmiştir.

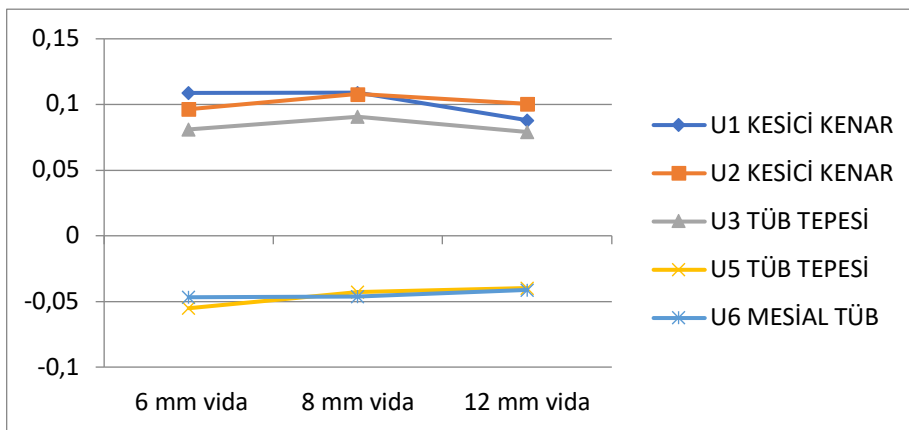
Yan kesici diş incelendiğinde, kesici kenarda meydana gelen distal yönlü yer değiştirmelerin benzer olduğu görülmektedir. Buna karşın en fazla kök hareketi 6 mm vida grubunda gözlenmiştir. Meydana gelen devrilme miktarı 6 mm vida grubunda diğer gruplara göre daha az iken, en fazla devrilme 8 mm vida grubunda izlenmiştir.

Kanin diş incelendiğinde, tüberkül tepesinde meydana gelen distal yönlü hareketin en fazla 8 mm vida grubunda olduğu, en az hareketin ise 12 mm vida grubunda olduğu görülmektedir. Kök ucunda meydana gelen hareket ise 6 mm vida

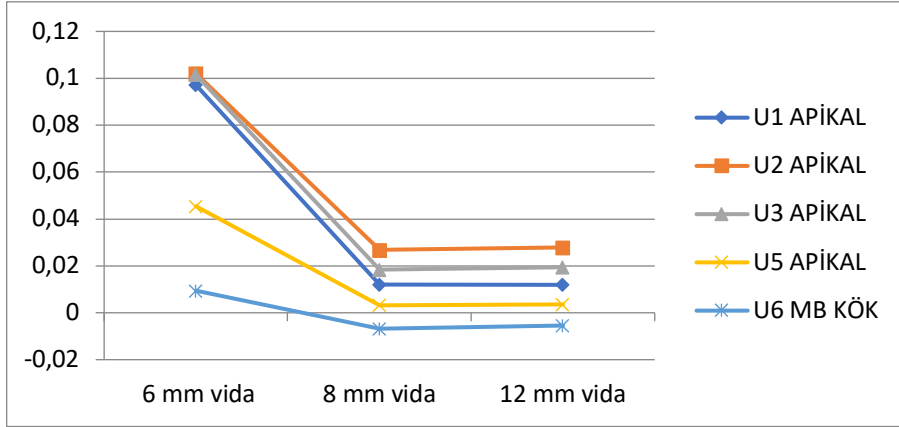
kullanılan grupta diğer gruplara göre daha fazladır. Oluşan devrilme miktarları incelendiğinde 6 mm vida grubunda meydana gelen mezial yönlü devrilmenin diğer gruplara kıyasla daha az olduğu, en fazla devrilmenin ise 8 mm vida grubunda olduğu tespit edilmiştir.

Posterior bölge incelendiğinde, 2. premolar dişin tüberkül tepesinde meydana gelen mezial yönlü hareket, minivida yüksekliği arttıkça azalmaktadır. Kök ucunda x ekseninde meydana gelen yer değiştirmeler incelendiğinde, tüm gruplarda distal yönlü hareket izlenmekte ve en fazla hareket 6 mm vida grubunda görülmektedir. Dişte meydana gelen mezial yönlü devrilmeler incelendiğinde ise en fazla devrilmenin 6 mm vida kullanılan grupta gerçekleştiği görülmektedir.

1. molar dişin meziobukkal tüberkül tepesinde x ekseninde meydana gelen mezial yönlü yer değiştirme de premolar dişte olduğu gibi minivida yüksekliği arttıkça azalmaktadır. Mezial kök ucunda ise 6 mm vida kullanılan grupta distal yönlü kök hareketi meydana gelirken, 8 ve 12 mm vida kullanılan gruplarda kök ucu mezial yönlü hareket göstermektedir ve meydana gelen hareket miktarı vida yüksekliği arttıkça azalmaktadır. Tüm gruplarda tüberkül tepesinde kök ucuna göre daha fazla hareket gözlenmesine bağlı olarak meydana gelen devrilme miktarı da vida yüksekliği arttıkça azalmaktadır. Vida yüksekliği arttıkça z ekseninde meydana gelen hareket daha fazla olduğundan x ekseninde görülen hareket miktarı ve devrilme azalmaktadır.



Şekil 4-37: 5 mm hook varlığında x ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-38: 5 mm hook varlığında x ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler

4.4.2. Y Ekseninde Meydana Gelen Yer Değiştirmelerin İncelenmesi

1.1., 1.2 ve 1.3 nolu gruplara ait Y eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4-11 de gösterilmiş, grup içi ve gruplar arası kıyaslamalar da şekillerde gösterilmiştir. (Şekil 4-5, Şekil 4-17, Şekil 4-29 Şekil 4-39, Şekil 4-40)

Tablo 4-11: 1.1- 1.2ve 1.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Y Ekseninde Yer Değiştirme Bulguları

	1.1.	1.2.	1.3.
Hook-vida yüks	5 hook 6 vida	5 hook 8 vida	5 hook 12 vida
Yön	Y	Y	Y
U1 kesici kenar	6,48E-02	5,86E-02	5,80E-02
U1 apikal	-3,04E-02	6,48E-03	6,50E-03
U2 kesici kenar	7,60E-02	6,21E-02	6,30E-02
U2 apikal	-3,58E-02	4,86E-03	4,62E-03
U3 tüb tepesi	0,13575	0,11724	0,10991
U3 apikal	-4,52E-02	4,63E-04	1,59E-03
U5 tüberkül tepesi	-7,50E-02	-7,79E-02	-7,66E-02
U5 apikal	-2,30E-02	-2,21E-03	-1,55E-03
U6 mesial tüberkül	-6,47E-02	-6,16E-02	-6,25E-02
U6 mesiobukkal kök	-2,02E-02	-9,77E-03	-1,04E-02

*Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup,pozitif yer değiştirme verileri palatinal yönlü hareketi , negatif yer değiştirme verileri bukkal yönlü hareketi ifade etmektedir.

Y eksenini üzerinde orta kesici dişte meydana gelen yer değiştirmeler incelendiğinde, kesici kenarda meydana gelen palatinal yönlü hareket miktarının vida yüksekliği arttıkça azaldığı görülmektedir. Apikal bölgede ise 6 mm vida grubunda bukkal yönlü hareket meydana gelirken , 8 ve 12 mm vida gruplarında kök ucunda hareket palatinal yönlü olmaktadır. Kök ucunda y eksenini üzerinde hareket miktarı vida yüksekliği arttıkça artmaktadır. Kesici kenar ve kök ucunda meydana gelen hareketlerin farklılığına bağlı olarak tork hareketi oluşmaktadır. Kök ucundaki hareketin daha az olmasına bağlı tüm gruplarda palatinal kuron torku izlenmekte olup, hareket miktarı vida yüksekliği arttıkça azalmaktadır.

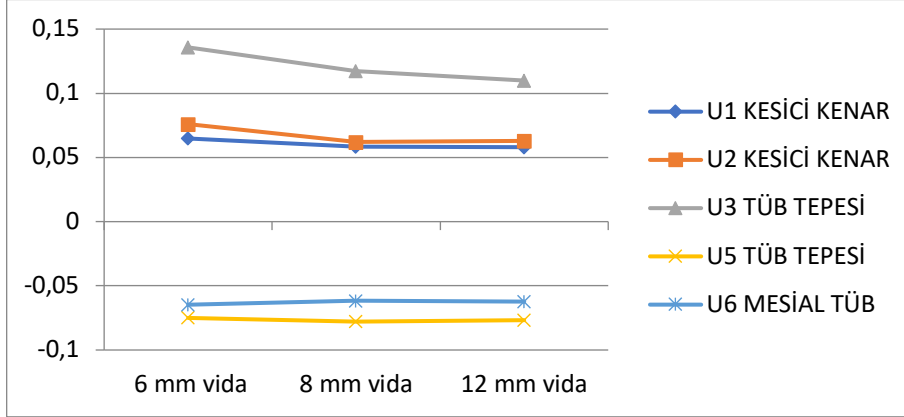
Yan kesici diş incelendiğinde, kesici kenarda tüm gruplarda meydana gelen palatinal yönlü hareket en fazla 6 mm vida kullanılan grupta görülmektedir. Kök ucunda ise 6 mm vida gruplarında bukkal yönlü hareket meydana gelirken, 8 ve 12 mm grubunda kkucu palatine doğru yer değiştirmektedir. Hareket miktarları kıyaslandıkında kök ucunda da en fazla hareket 6 mm vida grubunda görülmektedir. Buna bağlı olarak y eksenindeki palatinal devrilme en fazla 6 mm vida grubunda izlenmektedir.

Kanin dişte, tüberkül tepesinde meydana gelen palatinal yönlü hareket miktarı vida yüksekliği arttıkça azalmaktadır. Kök ucunda ise, 6 mm vida uygulanan grupta kök ucu bukkal yöne hareket ederken 8 ve 12 mm vida gruplarında kök ucu palatine doğru yer değiştirmektedir. Kök ucundaki hareket miktarı en fazla 6 mm vida grubunda gözlenirken, en az hareket 8 mm vida grubunda görülmektedir. Kanin dişte y ekseninde meydana gelen devrilme miktarı da vida yüksekliği arttıkça azalmaktadır.

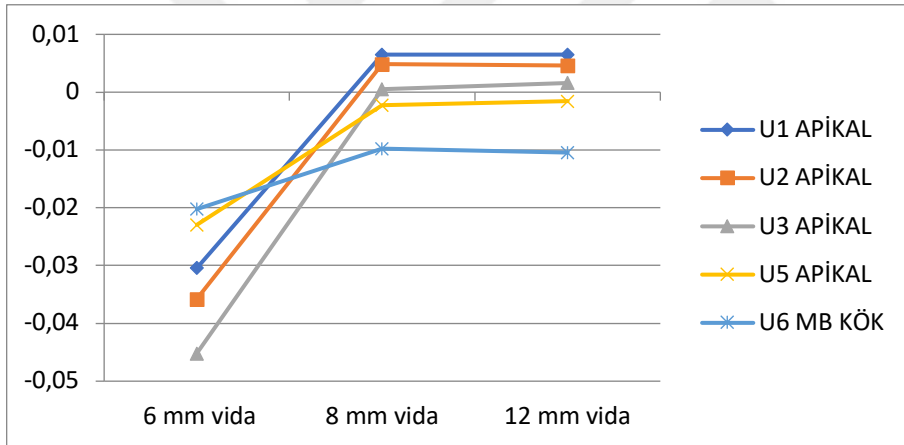
Posterior bölgede, 2. Premolar dişte, tüm gruplarda kök ucu ve tüberkül tepesinde y eksenini üzerinde meydana gelen hareket bukkal yönlüdür. Tüberkül tepesinde meydana gelen hareket miktarları gruplar arasında birbirine yakın da olsa en fazla hareket 8 mm vida grubunda görülmüştür. Kök ucunda meydana gelen hareket ise, vida yüksekliği arttıkça azalmaktadır. buna bağlı olarak dişte meydana gelen devrilme miktarı vida yüksekliğinin artması ile birlikte artmaktadır.

1. molar dişte de 2. premolarda olduğu gibi tüm gruplar mezial kök ucu ve meziobukkal kök ucunda bukkal yönlü hareket göstermektedir. Hem kök ucu hem de tüberkül tepesinde en fazla hareket 6 mm vida grubunda izlenirken y ekseninde en az

hareket 8 mm vida grubunda meydana gelmektedir. Tüm gruplarda tüberkül tepesinde hareketin kök ucuna kıyasla daha fazla olmasına bağlı meydana gelecek palatinal kuron torku hareketi ise, vida yüksekliğinin artması ile birlikte artış göstermektedir.



Şekil 4-39: 5 mm hook varlığında y ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-40: 5 mm hook varlığında y ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler

4.4.3. Z Ekseninde Meydana Gelen Yer Değiştirmelerin İncelenmesi

1.1, 1.2 ve 1.3 nolu gruplara ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4-12 de gösterilmiş, grup içi ve gruplar arası kıyaslamalar da şekillerde gösterilmiştir. (Şekil 4-9, Şekil 4-21, Şekil 4-33 Şekil 4-41, Şekil 4-42)

Z ekseninde yani süperior inferior yönlü yer değiştirmeler incelendiğinde, orta kesici dişte, kesici kenarda tüm gruplarda süperior yönlü hareket meydana gelmekte olup, bu hareket miktarı vida yüksekliğinin artması ile artış göstermektedir.

Tablo 4-12: 1.1- 1.2ve 1.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Z Eksenini Yer Değiştirme Bulguları

	1.1.	1.2.	1.3.
Hook-vida	5 hook 6 vida	5 hook 8 vida	5 hook 12 vida
Yön	Z	Z	Z
U1 kesici kenar	4,55E-03	9,23E-03	2,01E-02
U1 apikal	9,35E-03	-8,88E-04	5,08E-03
U2 kesici kenar	1,36E-03	8,11E-04	8,56E-03
U2 apikal	1,57E-02	7,30E-03	1,24E-02
U3 tüb tepesi	2,42E-02	1,92E-02	2,86E-02
U3 apikal	4,01E-02	1,34E-02	1,86E-02
U5 tüberkül tepesi	1,28E-02	-1,60E-03	-9,49E-03
U5 apikal	2,66E-02	3,50E-03	-1,66E-03
U6 mesial tüberkül	4,50E-03	1,98E-04	-5,50E-03
U6 mesiobukkal kök	1,02E-02	1,36E-03	-3,69E-03

**Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup,pozitif yer değiştirme verileri superior yönlü hareketi , negatif yer değiştirme verileri inferior yönlü hareketi ifade etmektedir.

Kök ucunda ise 8 mm vida grubunda inferior yönlü hareket gözlenmekte ancak hareket miktarı diğer vida yüksekliği durumlarına göre daha az olmaktadır. 6 ve 12 mm vida gruplarında superior yönlü hareket gözlenirken kök ucunda z ekseninde en fazla hareket 6 mm vida grubunda meydana gelmektedir.

Yan kesici dişte, tüm gruplarda kök ucu ve kesici kenarda superior yönlü hareket izlenmektedir. 5 mm retraksiyon çengeli bulunan grupta, z eksenini üzerinde en fazla hareket kök ucu ve kesici kenarda, 12 mm vida kullanılan grupta olmaktadır.

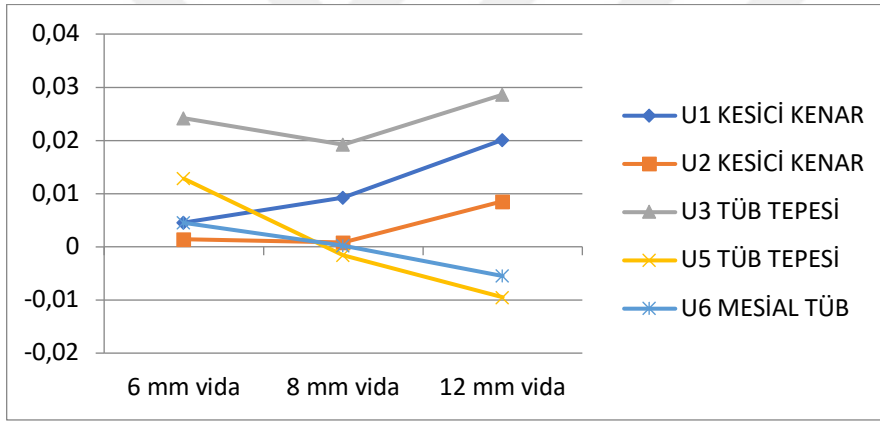
Kanin diş incelendiğinde,lateral diş ile benzer şekilde tüm gruplarda superior yönlü hareket izlenmekte ve en fazla hareket 12 mm vida grubunda olmaktadır.

Bu sonuçlardan hareketle kesici dişler bölgesinde, bu vida ve hook yüksekliğinde superior yönlü hareket meydana gelmekte ve bu hareket miktarı vida yüksekliğinin artması ile birlikte artış göstermektedir.

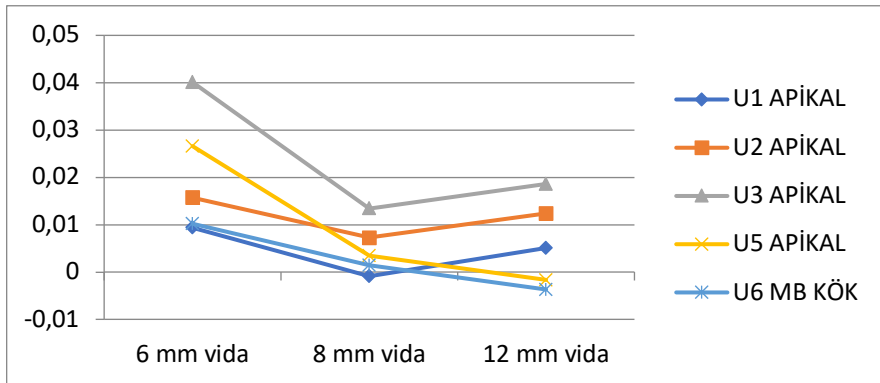
Posterior bölgede, 2. premolar dişte, tüberkül tepesinde 6 ve 8 mm vida kullanılan grupta, superior yönlü hareket gözlenirken 12 mm vida grubunda inferior yönlü hareket gözlenmektedir. Hareket miktarı en fazla 6 mm vida grubunda olmakta olup, bunu 12 mm ve 8 mm vida grupları izlemektedir. Kök ucunun z eksenini üzerindeki

hareket miktarlarında ise vida yüksekliğinin artmasıyla birlikte azalma meydana gelmekte ve 12 mm vida grubunda kök ucu inferior yönlü hareket gösterirken diğer gruplarda süperiora doğru hareket olmaktadır. Oluşan bu farkın dişlerin diğer eksenlerde yaptığı hareketler sebep olmaktadır.

1.molar dişte,6 ve 8 mm vida gruplarında mezial tüberkül tepesinde apikal yönlü hareket izlenirken, 12 mm vida grubunda permolar dişte olduğu gibi inferior yönlü hareket izlenmektedir. Gruplar arasında tüberkül tepesinde en az hareket miktarı 8 mm vida grubunda görülürken, en fazla en fazla inferior yönlü hareket 12 mm vida grubunda olmaktadır. Bu dişte mezial kök ucunda da benzer biçimde,12 mm grubunda inferior yönlü diğer gruplarda ise superior yönlü hareket meydana gelmektedir. En fazla hareket 6 mm vida grubunda görülürken, z ekseninde kök ucunda en az hareket 8 mm vida gruunda görülmektedir.



Şekil 4-41: 5 mm hook varlığında z ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-42: 5 mm hook varlığında z ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler

4.5. Yüksek (8mm) Retraksiyon Çengeli Varlığında Çeşitli Minivida Yüksekliklerinin Diş Hareketine Etkilerinin İncelenmesi

2.1. ve 2.2. ve 2.3. Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Bulgular

4.5.1. X Ekseninde Meydana Gelen Yer Değiştirmelerin İncelenmesi

2.1, 2.2 ve 2.3 nolu gruplara ait X eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4-13 de gösterilmiş, grup içi ve gruplar arası kıyaslamalar da şekillerde gösterilmiştir. (Şekil 4-2, Şekil 4-14, Şekil 4-26 Şekil 4-43, Şekil 4-44)

Tablo 4-13: 2.1- 2.2ve 2.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait X Ekseninde Yer Değiştirme Bulguları

	2.1.	2.2.	2.3.
Hook-vida yüks	8 hook 6 vida	8 hook 8 vida	8 hook 12 vida
Yön	X	X	X
U1 kesici kenar	0,12879	0,12195	0,1048
U1 apikal	1,19E-02	1,20E-02	1,29E-02
U2 kesici kenar	0,11273	0,11164	0,10686
U2 apikal	2,42E-02	2,52E-02	2,74E-02
U3 tüb tepesi	0,10149	9,83E-02	8,79E-02
U3 apikal	1,60E-02	1,69E-02	1,86E-02
U5 tüberkül tepesi	-4,25E-02	-4,20E-02	-4,12E-02
U5 apikal	1,31E-03	3,11E-04	2,45E-03
U6 mesial tüberkül	-5,00E-02	-4,85E-02	-4,49E-02
U6 mesiobukkal kök	-7,76E-03	-7,68E-03	-6,38E-03

*Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

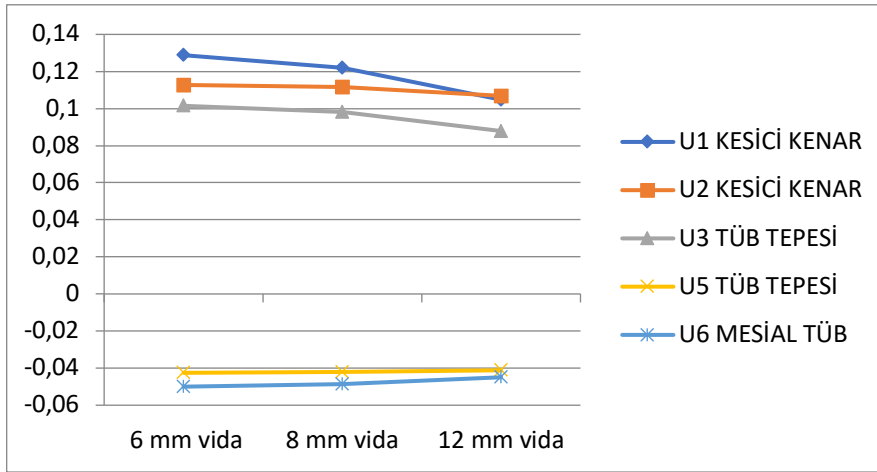
** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup,pozitif yer değiştirme verileri distal yönlü hareketi , negatif yer değiştirme verileri mesial yönlü hareketi ifade etmektedir.

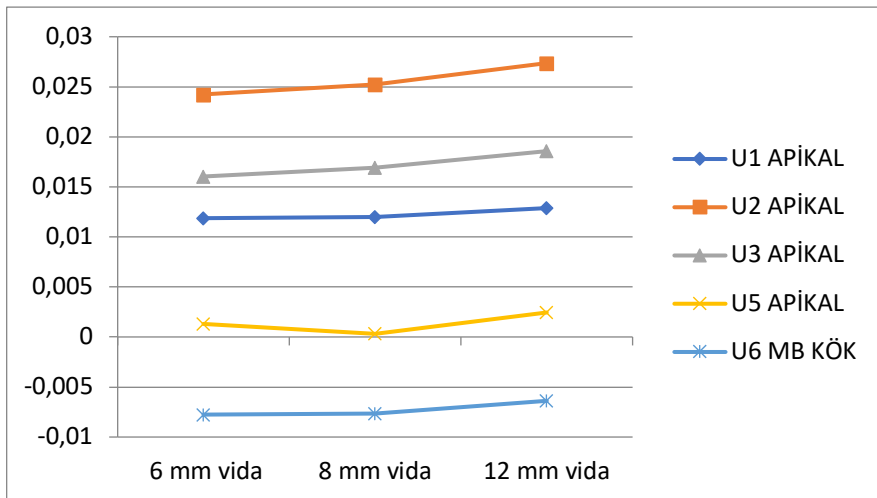
Yüksek retraksiyon çengeli kullanıldığında, x ekseninde orta kesici, yan kesici ve kanin dişlerde görülen hareket paterni benzerdir. Kesici kenarda meydana gelen distal yönlü hareket vida yüksekliği arttıkça azalmaktadır, kök ucunda meydana gelen distal yönlü yer değiştirme ise vida yüksekliğinin artması ile birlikte artış göstermektedir. Tüm gruplarda kesici kenarda meydana gelen distal yönlü hareket kök ucundakinden daha fazla olmaktadır, meydana gelen distal devrilme miktarı vida yüksekliği arttıkça azalmakta ve en az devrilme 12 mm vida kullanılan grupta görülmektedir.

Posterior bölgede x ekseninde diş hareketleri incelendiğinde, 2. premolar dişte tüberkül tepesinde mezial yönlü hareket meydana gelirken, kök ucu distal yönde hareket etmektedir. Tüberkül tepesindeki mezial yönlü hareket miktarı vida yüksekliği arttıkça azalmaktadır. 2. premolar dişte meydana gelen mesial yönlü devrilmenin ise vida yüksekliği arttıkça azaldığı görülmektedir.

1. molar diş incelendiğinde, mesiobukkal tüberkül tepesi ve mesial kök ucunda mesial yönlü hareket izlenmektedir. Kök ucu ve tüberkül tepesindeki hareket miktarı vida yüksekliğinin artması ile azalmaktadır. Buna bağlı olarak dişte meydana gelen devrilme miktarında da vida yüksekliğinin artması ile birlikte bir azalma görülmektedir.



Şekil 4-43: 8 mm hook varlığında x ekseninde vida yüksekliğinin değişmesi ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-44: 8 mm hook varlığında x ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler

4.5.2. Y Ekseninde Meydana Gelen Yer Değiştirmelerin İncelenmesi

2.1, 2.2 ve 2.3 nolu gruplara ait Y ekseninde yer değiştirme verileri Tablo 4-14 de gösterilmiş, grup içi ve gruplar arası kıyaslamalar da şekillerde gösterilmiştir. (Şekil 4-6, Şekil 4-18, Şekil 4-30 Şekil 4-45, Şekil 4-46)

Tablo 4-14: 2.1- 2.2ve 2.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Y Ekseninde Yer Değiştirme Bulguları

	2.1.	2.2.	2.3.
Hook-vida	8 hook 6 vida	8 hook 8 vida	8 hook 12 vida
Yön	Y	Y	Y
U1 kesici kenar	5,00E-02	6,01E-02	5,46E-02
U1 apikal	5,85E-03	6,14E-03	6,40E-03
U2 kesici kenar	5,82E-02	6,05E-02	6,34E-02
U2 apikal	4,70E-03	4,47E-03	4,57E-03
U3 tüb tepesi	0,12092	0,12125	0,11635
U3 apikal	-1,46E-03	-1,00E-03	5,12E-04
U5 tüberkül tepesi	-7,42E-02	-7,64E-02	-7,75E-02
U5 apikal	-4,22E-03	-4,31E-03	-2,57E-03
U6 mesial tüberkül	-5,64E-02	-5,89E-02	-6,21E-02
U6 mesiobukkal kök	-1,13E-02	-1,27E-02	-1,14E-02

*Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup,pozitif yer değiştirme verileri palatinal yönlü hareketi , negatif yer değiştirme verileri bukkal yönlü hareketi ifade etmektedir.

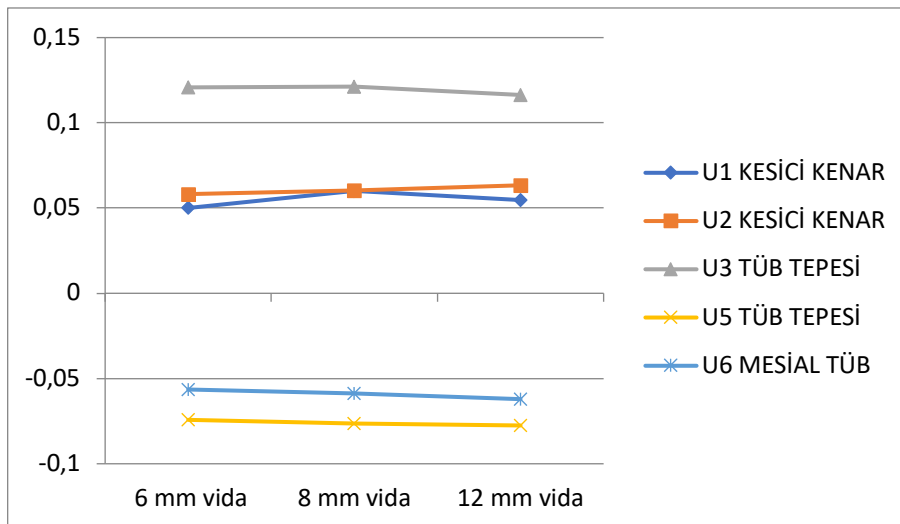
Y ekseninde, orta kesici kesici kenar ve kök ucunda palatinal yönlü hareket izlenmektedir.Kesici kenarda en fazla hareket 8 mm vida grubunda görülürken, kök ucunda meydana gelen hareket miktarı vida yüksekliğinin artması ile birlikte artış göstermektedir. Kök ucundaki hareket miktarının tüm gruplarda kesici kenara göre daha az olmasına bağlı olarak ortaya çıkan palatinal yönlü kuron torku en fazla 8 mm vida grubunda görülürken, en az devrilme 6 mm vida grubunda olmaktadır.

Yan kesici dişte, kesici kenarda meydana gelen palatinal yönlü hareket vida yüksekliğinin artması ile birlikte artış göstermektedir. Kök ucunda meydana gelen harekete bakıldığında ise orta kesici ile benzer şekilde tüm gruplarda kesici kenara göre daha az palatinal hareket meydana gelirken, en fazla yer değiştirme 12 mm vida grubunda görülmektedir.Yan kesici dişte meydana gelen palatinal kuron torku hareketinde de orta kesici dişte olduğu gibi vida yüksekliğinin artması ile birlikte artış izlenmektedir.

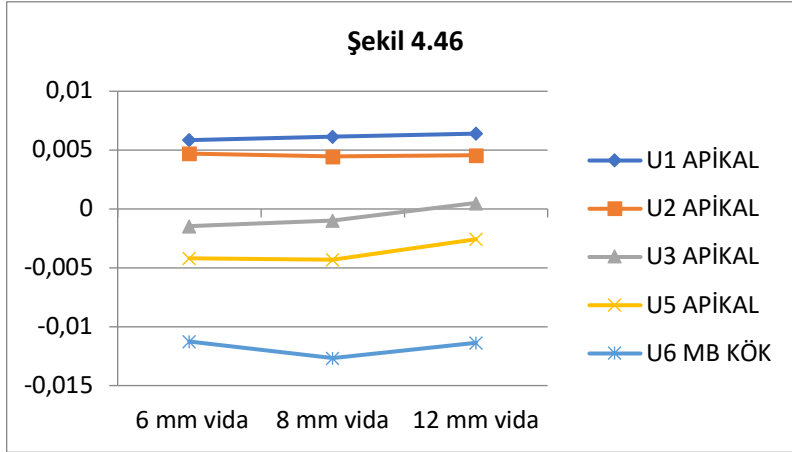
Kanin dişte, tüberkül tepesinde tüm gruplarda palatinal yönlü hareket meydana gelirken , en az yer değiştirme 12 mm vida grubunda olmaktadır. Kök ucundaki hareket ise 6 ve 8 mm gruplarda bukkal yönlü olurken, 12 mm vida grubunda kök ucu palatinal yönlü hareket göstermektedir. Kanin dişte kök ucunda meydana gelen yer değiştirme miktarı vida yüksekliği arttıkça azalmaktadır. Kanin dişte y ekseninde meydana gelen devrilme miktarı 6 mm ve 8 mm vida gruplarında aynı olduğu, 12 mm vida grubunda ise daha az olduğu görülmektedir. Ancak meydana gelen bu farklılıklar oldukça minimal düzeydedir.

Posterior bölge incelendiğinde, 2. premolar ve 1. molar dişlerde tüm gruplarda kök ucu ve tüberkül tepelerinin y ekseninde, bukkal yönlü hareket gösterdiği görülmektedir. 2. premolar diş incelendiğinde tüberkül tepesinde meydana gelen bukkal yönlü hareket miktarının vida yüksekliğinin artması ile birlikte artış gösterdiği, kök ucunda ise en fazla hareket 8 mm vida grubunda görülürken, en az hareketin 12 mm vida grubunda gözlemlendiği görülmektedir. Kök ucunda daha az hareket meydana gelmesine bağlı olarak tüm gruplarda bukkal yönlü bir devrilme meydana gelmekte, bu devrilme miktarı vida yüksekliğinin artması ile birlikte artış göstermektedir.

1.molar dişte de 2. premolar diş ile benzer bir hareket gözlenmektedir. Tüberkül tepesindeki bukkal yönlü hareket ve buna bağlı olarak devrilme miktarı vida yüksekliğinin artması ile birlikte artış göstermektedir



Şekil 4-45: 8 mm hook varlığında Y ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-46: 8 mm hook varlığında y ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler

4.5.3. Z Ekseninde Meydana Gelen Yer Değiştirmelerin İncelenmesi

2.1, 2.2 ve 2.3 nolu gruplara ait Z eksenindeki yer değiştirme verileri Tablo 4-15 de gösterilmiş, grup içi ve gruplar arası kıyaslamalar da şekillerde gösterilmiştir. (Şekil 4-10, Şekil 4-22, Şekil 4-34 Şekil 4-47, Şekil 4-48)

Tablo 4-15: 2.1- 2.2ve 2.3 Nolu Modellerin Kıyaslanmasına Ait Z Ekseninde Yer Değiştirme Bulguları

	2.1.	2.2.	2.3.
Hook-vida yükü	8 hook 6 vida	8 hook 8 vida	8 hook 12 vida
Yön	Z	Z	Z
U1 kesici kenar	-4,81E-03	7,29E-04	1,24E-02
U1 apikal	-6,30E-03	-4,07E-03	2,38E-03
U2 kesici kenar	-8,02E-03	-4,09E-03	2,94E-03
U2 apikal	7,17E-04	2,96E-03	8,34E-03
U3 tüb tepesi	2,59E-03	9,00E-03	2,07E-02
U3 apikal	5,13E-03	9,07E-03	1,48 E-02
U5 tüberkül tepesi	1,13E-02	7,66E-03	-3,49 E-03
U5 apikal	9,80E-03	7,50E-03	2,14 E-03
U6 mesial tüberkül	7,39E-03	-4,49E-03	-1,67E-03
U6 mesiobukkal kök	7,05E-03	3,77E-03	-7,03E-04

**Tüm yer değiştirme değerleri mm cinsinden verilmiştir.

** U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanin, U5: Üst 2. Küçük azı, U6: Üst 1. molar

*** Pozitif ve negatif değerler yön bildirmekte olup,pozitif yer değiştirme verileri superior yönlü hareketi , negatif yer değiştirme verileri inferior yönlü hareketi ifade etmektedir.

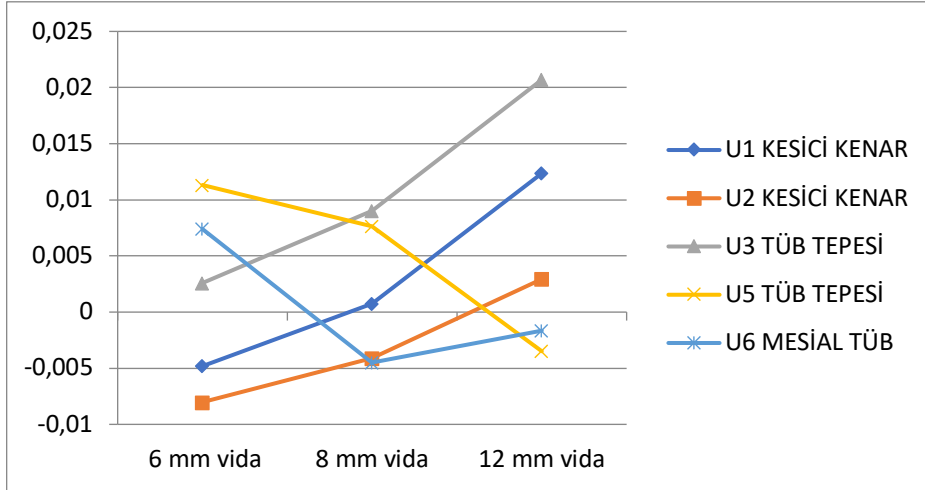
8 mm retraksiyon çengeli varlığında, z eksenini üzerinde yer değiştirmeler incelendiğinde, st orta kesici dişte kesici kenarda 6 mm vida grubunda kesici kenarda inferior yönlü hareket gözlenirken, 8 ve 12 mm vida gruplarında kesici kenarda süperior yönlü hareket izlenmektedir. Hareket miktarı en az 8 mm vida grubunda olurken, en fazla hareket 12 mm grubunda olmaktadır. Kök ucunda hareket incelendiğinde ise, 6 ve 8 mm vida gruplarında inferior yönlü, 12 mm vida grubunda ise, süperior yönlü hareket izlenmektedir; meydana gelen hareket miktarı vida yüksekliği arttıķa azalmaktadır.

Yan kesici dişte, kesici kenarda 6 ve 8 mm vida gruplarında inferior yönlü, 12 mm vida grubunda ise süperior yönlü hareket meydana gelmektedir, hareket miktarı vida yüksekliği arttıķa azalmaktadır. Kök ucunda ise, süperior yönlü hareket izlenmekte olup, hareket miktarı vida yüksekliğinin artması ile artış göstermektedir.

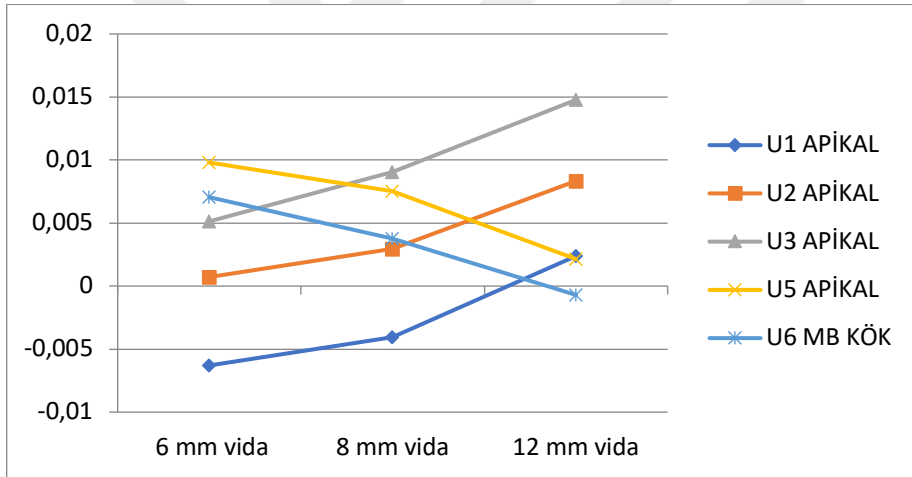
Kanin dişte, tüberkül tepesi ve kök ucunda süperior yönlü hareket izlenmekte, ve hareket miktarı vida yüksekliğinin artması ile birlikte artmaktadır.

Posterior bölgede, 2. premolar dişte tüberkül tepesinde, 6 mm ve 8 mm vida grubunda süperior yönlü, 12 mm vida grubunda ise inferior yönlü hareket izlenmektedir. Hareket miktarı vida yüksekliği arttıķa azalmaktadır. Apikal bölgede ise, tüm gruplarda süperior yönlü hareket meydana gelirken, hareket miktarı vida yüksekliği arttıķa azalmaktadır.

1.molar dişte, 6 mm vida kullanılan grupta meziobukkal tüberkül tepesi süperior yönde, diğer gruplarda ise inferior yönde hareket etmektedir, yer değiştirme miktarı vida yüksekliği arttıķa azalmaktadır. Mezial kök ucunda ise 6 ve 8 mm vida gruplarında süperior, 12 mm vida grubunda ise inferior yönlü hareket izlenmektedir. Hareket miktarı tüberkül tepesindeki gibi vida yüksekliği arttıķa azalmaktadır.



Şekil 4-47: 8 mm hook varlığında z ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin kesici kenarlarında meydana gelen yer değiştirmeler



Şekil 4-48: 8 mm hook varlığında z ekseninde vida yüksekliğinin artması ile dişlerin apikal bölgelerinde meydana gelen yer değiştirmeler

Tablo 4-16 da tüm gruplara ait tüm eksenler üzerindeki yer değiştirmeler bir arada gösterilmiştir.

Tablo 4-16: Tüm gruplara ait tüm eksenler üzerindeki yer değiştirme verileri

MODEL			YER DEĞİŞTİRME BULGULARI*										
MODEL	HOOK**	VİDA***	YÖN	U1 KESİCİ KENAR	U1 APIKAL	U2 KESİCİ KENAR	U2 APIKAL	U3 TÜB TEPEŞİ	U3 APIKAL	U5 TÜB TEPEŞİ	U5 APIKAL	U6 MESİAL TÜB	U6 MB KÖK
1.1.	5 mm	6 mm vida	X	1,09E-01	9,71E-02	9,64E-02	1,02E-01	8,08E-02	1,02E-01	-5,52E-02	4,54E-02	-4,68E-02	9,43E-03
			Y	6,48E-02	-3,04E-02	7,60E-02	-3,58E-02	1,36E-01	-4,52E-02	-7,50E-02	-2,30E-02	-6,47E-02	-2,02E-02
			Z	4,55E-03	9,35E-03	1,36E-03	1,57E-02	2,42E-02	4,01E-02	1,28E-02	2,66E-02	4,50E-03	1,02E-02
1.2.	5 mm hook	8 mm vida	X	1,09E-01	1,21E-02	1,08E-01	2,69E-02	9,07E-02	1,84E-02	-4,27E-02	3,17E-03	-4,65E-02	-6,78E-03
			Y	5,86E-02	6,48E-03	6,21E-02	4,86E-03	1,17E-01	4,63E-04	-7,79E-02	-2,21E-03	-6,16E-02	-9,77E-03
			Z	9,23E-03	-8,88E-04	8,11E-04	7,30E-03	1,92E-02	1,34E-02	-1,60E-03	3,50E-03	1,98E-04	1,36E-03
1.3.	5 mm hook	12 mm vida	X	8,80E-02	1,19E-02	1,01E-01	2,78E-02	7,90E-02	1,94E-02	-3,98E-02	3,62E-03	-4,12E-02	-5,36E-03
			Y	5,80E-02	6,50E-03	6,30E-02	4,62E-03	1,10E-01	1,59E-03	-7,66E-02	-1,55E-03	-6,25E-02	-1,04E-02
			Z	2,01E-02	5,08E-03	8,56E-03	1,24E-02	2,86E-02	1,86E-02	-9,49E-03	-1,66E-03	-5,50E-03	-3,69E-03
2.1.	8 mm hook	6 mm vida	X	1,29E-01	1,19E-02	1,13E-01	2,42E-02	1,01E-01	1,60E-02	-4,25E-02	1,31E-03	-5,00E-02	-7,76E-03
			Y	5,00E-02	5,85E-03	5,82E-02	4,70E-03	1,21E-01	-1,46E-03	-7,42E-02	-4,22E-03	-5,64E-02	-1,13E-02
			Z	-4,81E-03	-6,30E-03	-8,02E-03	7,17E-04	2,59E-03	5,13E-03	1,13E-02	9,80E-03	7,39E-03	7,05E-03
2.2.	8 mm hook	8 mm vida	X	1,22E-01	1,20E-02	1,12E-01	2,52E-02	9,83E-02	1,69E-02	-4,20E-02	3,11E-04	-4,85E-02	-7,68E-03
			Y	6,01E-02	6,14E-03	6,05E-02	4,47E-03	1,21E-01	-1,00E-03	-7,64E-02	-4,31E-03	-5,89E-02	-1,27E-02
			Z	7,29E-04	-4,07E-03	-4,09E-03	2,96E-03	9,00E-03	9,07E-03	7,66E-03	7,50E-03	-4,49E-03	3,77E-03
2.3.	8 mm hook	12 mm vida	X	1,05E-01	1,29E-02	1,07E-01	2,74E-02	8,79E-02	1,86E-02	-4,12E-02	2,45E-03	-4,49E-02	-6,38E-03
			Y	5,46E-02	6,40E-03	6,34E-02	4,57E-03	1,16E-01	5,12E-04	-7,75E-02	-2,57E-03	-6,21E-02	-1,14E-02
			Z	1,24E-02	2,38E-03	2,94E-03	8,34E-03	2,07E-02	1,48E-02	-3,49E-03	2,14E-03	-1,67E-03	-7,03E-04

*:

Yer değiştirme bulgularının tamamı mm olarak verilmiştir

**:

Hook: Modelde kullanılan retraksiyon çengelinin mm olarak yüksekliğidir.

***:

Vida: Modelde kullanılan mini vidanın mm olarak yüksekliğidir

****:

U1: Üst orta kesici, U2: Üst yan kesici, U3: Üst kanın, U5: Üst 2. Küçük

*****:

azı, U6: Üst 1. molar

Pozitif ve negatif değerler yön bildirmektedir.

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın Tartışılması

Sınıf II malokluzyonlar en sık karşılaşılan ve hastaların ortodontik tedavi için en sık başvurdıkları malokluzyon türüdür.(8) Bu nedenle ortodonti pratiğinde Sınıf II malokluzyonlar ve tedavi yöntemleri sıklıkla araştırılmıştır. Sınıf II düzeltim teknikleri, çeşitli diş çekimi protokolleri, palatal genişletme mekanizmaları, ekstra oral aygıtların kullanımı, fonksiyonel tedaviler ve daha şiddetli vakalar için çenelerin cerrahi olarak yeniden pozisyonlandırılmasına kadar uzanır.(15,96)

Tedavi yönteminin seçiminde, anomalinin tipi, hastanın büyüme paterni, yaşı, kooperasyonu ve klinisyenin tercihleri rol oynar. (97) Sınıf II malokluzyonlarda premolar çekimleri bir kamuflej tedavisi yöntemi olup, mevcut çapraşıklığın hafifletilmesi ve Sınıf I kanin ilişkisinin sağlanması için yapılır.(8) Premolar çekimi yapılan olgularda çekim boşluklarının kapatılması için 2 farklı mekanik kullanılır. Bunlardan ilki loop mekanikleri olarak da bilinen sürtünmesiz teknik; ikincisi ise kaydırmalı mekanikler olarak bilinen sürtünmeli mekaniklerdir.(98) Diş çekimi yapılarak yürütülen ortodontik tedavilerde kullanılan mekanik ne olursa olsun ankrajın korunması çok büyük önem taşımaktadır. Ankrajın korunması için, TPA, Nance, headgear benzeri yardımcı aygıtlar kullanılabilir, ancak komplike tasarımları ve hasta kooperasyonu gerektirmeleri nedeniyle bu aygıtlar günümüzde yerini ankraj için kullanılan minividalara bırakmıştır.(99) Minividalar stabil bir kemik desteği sağlayarak, çekim boşluğu kapatılması esnasında oluşabilecek ankraj kaybı problemlerinin üstesinden gelmektedirler. Aynı zamanda hasta kooperasyonu da gerektirmeyen bu ankraj üniteleri günümüzde oldukça yaygınlaşmış ve bu alanda yapılan çalışmaların sayısı hızla artmıştır. Literatür incelendiğinde minividaların uygulama bölgeleri (100), boy ve çap gibi yapısal özellikleri (101,102), kuvvet altında gösterdiği gerilim ve gerinim değerleri (103) ve birlikte kullanıldığı mekanikler (104) gibi pek çok alanda çalışmalar yapılmıştır. Minividalar ve birlikte kullanıldığı çeşitli mekanikler üzerine yapılmış klinik çalışmalar olduğu kadar bu alanda sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılmış çalışmalar da yoğunluktadır.(3,105,106)

Sonlu elemanlar analizi, bilgisayar destekli modeller ile çeşitli biyolojik yapıların modellenerek kuvvet karşısında davranışlarını inceleyen, doğruluğu kanıtlanmış bir methoddur.(75) Diş hekimliği ve ortodonti alanında yapılmış pek çok çalışmada kullanılmış bu method hayvan ve insan çalışmalarına kıyasla daha az maliyet ve zaman gerektirmesi bakımından da oldukça avantajlı bir yöntemdir.(59)

Çalışmamızda sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak, minivida destekli en masse retraksiyon uygulamalarında farklı yüksekliklerde vida ve çengeller arasında kuvvet uygulanmasının anterior ve posterior segmentte oluşacak diş hareketleri üzerine etkisi incelenmiştir.

Literatür incelendiğinde, minivida destekli en masse retraksiyon uygulamalarını inceleyen sonlu elemanlar analizi ile yapılmış pek çok çalışma olduğu görülmüştür.(3,4,93,94,95,98,107,116)

Bu çalışmaların bir kısmında, vidalı en masse retraksiyon uygulanırken retraksiyon çengeli yüksekliği sabit tutulmuş ve yalnızca vidanın yüksekliğinde meydana gelen değişimlerin diş hareketinde yol açtığı farklılıklar incelenmiştir; (94,107) bir kısmında ise bu kez vida yüksekliği sabit tutularak yalnız retraksiyon çengelinin yüksekliği değiştirilmiştir. (4,95,98) Bazı çalışmalarda ise minividanın ön arka yönde pozisyonu değiştirilerek oluşan değişiklikler incelenmiştir.(93,108) Hedatyati ve ark. yaptıkları çalışma ile vidanın 1.molar ve 2.premolar arasına yerleştirilmesinin vertikal kontrolü sağlamada daha avantajlı olduğunu bildirmişlerdir.(108)

Literatürde bu alanda yapılmış çalışmalar incelendiğinde en masse retraksiyon esnasında hem vida hem de retraksiyon çengeli yüksekliklerinin değiştirilerek dişlerde meydana gelen yer değiştirmelerin incelendiği çok sınırlı sayıda çalışma olduğu görülmektedir. (93,108) Bu çalışmalarda da vida pozisyonu ön arka yönde değiştirilmiştir. Çalışmamızda en masse retraksiyon esnasında hem minivida hem de retraksiyon çengeli yüksekliğinin vertikal yönde değiştirilmesi ile diş hareketinde meydana gelen değişiklikler incelenmiştir.

Literatürde farklı kuvvet vektörleri ile yapılan uygulamaların diş hareketi üzerinde etkileri incelenirken, bazı çalışmalarda sadece tek bir dişin hareketi incelenmiş, (4,95,98) bazılarında ise yalnızca bir bölge dişin hareketleri üzerinde durulmuştur. Ark içindeki tüm dişlerin hareketlerinin incelendiği çok az sayıda çalışmaya rastlanmıştır.

Ayrıca literatürde çalışma sonuçlarının yalnızca dişlerin belirli eksenlerde yaptıkları hareketler ile sınırlı kaldıkları görülmüştür, diş hareketinin 3 ekseninde de incelendiği çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Çalışmamız ark içindeki tüm dişlerin hareketlerini uzayın 3 yönünde incelenmesi bakımından kapsamlı bir çalışmadır.

Anterior segmente uygulanan bir distalizasyon kuvveti, dişler ark teli ile rijit bir şekilde bağlı olduklarından ark teli vasıtasıyla proksimal kontakt noktaları üzerinden posterior bölgeye de iletilip posterior bölgeye de etki göstermektedir.(109) Bu nedenle çalışmamızda hem anterior hem de posterior dişlerin hareketleri incelenecektir.

5.2. Materyal Methodun Tartışılması

5.2.1. Uygulanan Kuvvetin Şiddeti, Uygulama Yeri ve Doğrultusunun Değerlendirilmesi

Diş hareketinin gerçekleşmesi için tetikleyici olan ortodontik kuvvetler, ortodontik aygıtlar tarafından üretilir ve diş kuronlarına iletilir. İdeal diş hareketinin oluşması ve kuvvete bağlı olası yan etkilerin önlenmesi için kuvvetin şiddeti önemlidir. Çok düşük şiddette kuvvetler diş hareketi oluşturmada yetersiz kalıp, tedavi süresinin uzamasına neden olabilirken; yüksek şiddette kuvvet uygulanması kök rezorpsiyonları gibi yan etkilere yol açabilir, veya diş hareketinin durmasına neden olabilir. (56) Optimal kuvvet tanımı, mümkün olan en hızlı diş hareketini hastaya minimum rahatsızlık vererek ve dokuda hasar oluşturmaksızın ortaya çıkarabilen kuvvet miktarı olarak tanımlanmaktadır.(18) Optimum kuvvet miktarı her hasta ve diş için farklılık gösterenilmektedir.(18) Felicita ve ark. minivida ankrajı kullanılarak yapılan en masse retraksiyon ve intrüzyon uygulamaları esnasında ihtiyaç duyulan optimal kuvvet miktarını belirlemek için yaptıkları çalışmalarında, bu uygulamalarda ideal kuvvet miktarının 212 gr olduğunu matematiksel bir formül ile hesaplamışlardır. Araştırmacılar kuvvet vektörünün okluzal düzlem ile yaptığı açının 5 ila 16 derece arasında olmasının optimum sonuçlar ortaya çıkaracağını bildirmişlerdir.(110)

Çalışmamızda da mini implant ve retraksiyon çengeli arasında uygulanan kuvvet 200 gr olarak belirlenmiştir.

Burstone'a göre (111), en masse retraksiyonda ankraj ihtiyacı iki aşamalı retraksiyona kıyasla daha fazla olmaktadır. Minividalar ankrajı arttırmada önemli bir unsur olduğundan minivida destekli retraksiyon uygulamaları sıklıkla uygulanır

olmuştur. Becker ve arkadaşları, maksillada en masse retraksiyonda mini implant desteğinin 1. molarlarda meydana gelen ankraj kaybını anlamlı derecede azalttığını bildirmişlerdir. (112) Çalışmamızda da minivida sayesinde yeterli ankraj sağlanacağı düşünüldüğünden mini vida destekli en masse retraksiyon yöntemi tercih edilmiştir.

Mini vidaların kullanımının yaygınlaşması ile birlikte, farklı mekanikler ile kombine kullanılmaya başlanmış ve sağladıkları ankrajlar direkt ve indirekt olmak üzere ikiye ayrılmıştır.

İndirekt ankrajda hareket istenmeyen bölgede ankrajın güçlendirilmesi planlanırken, direkt ankrajda hareketi istenen bölge direkt olarak iskeletsel ankrajın sağlandığı aygıttan kuvvet alarak hareket eder.

Litetatürde minivida ankrajının direkt veya indirekt yöntemle kullanımının etkinliğinin karşılaştırıldığı pek çok çalışma mevcuttur ancak, hangi yöntemin daha avantajlı olduğu konusunda henüz bir fikir birliği sağlanamamıştır. Zhang ve arkadaşları kaydırmalı mekaniklerle en masse retraksiyon yapılan maksiller protrüzyon vakalarında, direkt ve indirekt minivida ankrajı arasındaki farkları incelemişlerdir. Araştırmacılar her iki methodun da etkili ankraj sağladığını, ancak indirekt ankraj grubunda daha az ark teli deformasyonu ve molar intrüzyonu görüldüğünü bildirmişlerdir.(113) Buna karşın, kökler arası bölgede uygulanan direkt ankraj uygulamalarında, herhangi bir ankraj kaybı yaşanmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur.(55,114,115)

Çalışmamızda retraksiyon çengelinden vidaya uygulanan kuvvetin diş hareketi üzerindeki etkileri incelendiğinden, farklı kuvvet vektörleri oluşturulabilmesi adına direkt ankraj tercih edilmiştir.

Minivida ankrajının kullanıldığı mekanikler kadar yerleştirilme alanları da araştırma konusu olmuştur.

Bittencourt ve ark. ortodontik minividaların kökler arası alanda optimal yerleştirilme yüksekliklerini inceledikleri çalışmalarında, maksillada mini vida yerleştirilmesi için en uygun bölgenin 2. premolar ve 1. molar arası bölge olduğunu bildirmişlerdir. (116) Vidanın vertikal yönde yüksekliğinin ise kemik kretinden itibaren 6 ila 9 mm arası yükseklik olduğunu bildirmişlerdir.(116) (Şekil 5-1)

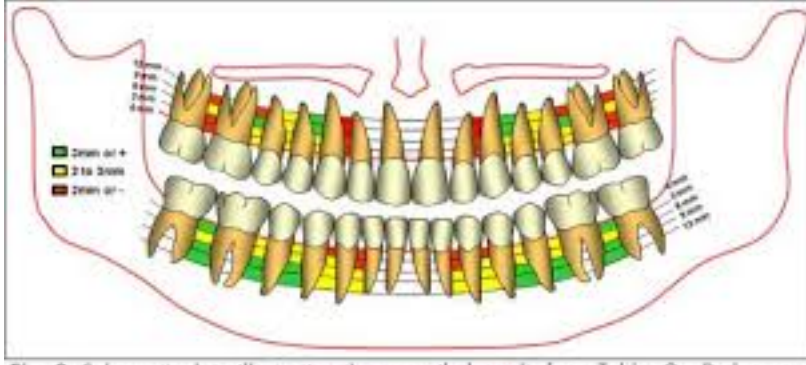


Fig. 3. Schematic data illustrating the compiled results from Table 2. Red areas indicate dangerous sites, yellow areas show sites of average risk and green areas are the most favorable.

Şekil 5-1: Mini vida konumlandırılması için uygun alanlar (116)

Çalışmamızda da mini vida yerleşim yeri olarak 2. premolar ve 1. molar kökleri arası bölge tercih edilmiştir. Bu bölgeye ark telinden itibaren ölçülecek şekilde 6, 8 ve 12 mm yüksekliğe mini vidalar yerleştirilmiştir. Mini vidaların yükseklikleri belirlendikten sonra vidalar alveol kretine dik açıyla yerleştirilmiştir.

Literatür incelendiğinde, mini vida ve kemikte oluşan stresler bakımından en avantajlı açının alveol kretine dik açı olduğu bildirilmiştir (117).

Kesici retraksiyonunda uygulanan kuvvetin her zaman mekanik sistemin hedeflerine uygun şekilde planlanması gereklidir. Bunun için de kuvvetin şiddeti kadar doğrultusu da önemlidir. Mini vidalı en masse retraksiyon uygulamalarında, doğru ayarlanmamış bir kuvvet vektörü istenmeyen intrüzyon, ekstrüzyon hareketlerine, ve anterior dişlerin kontrolsüz devrilmelerine neden olabilir. Bu nedenle optimal bir vida ve retraksiyon çengeli yüksekliğinin kullanımı kaçınılmazdır (118).

Diş hareketlerinin istenilen hareket türü ve istenilen doğrultuda gerçekleşmesi için ankraj planlaması kadar direnç merkezinin konumu da önemlidir. Kuvvetin direnç merkezine hangi mesafeden ve doğrultudan uygulandığı diş hareketi tipini doğrudan etkiler, ancak; biyomekanik olarak belirlenmiş direnç merkezi konumlarına ek olarak, kemik seviyesi, ve diş gruplarının birbirine eklenmesi ile direnç merkezinin konumu değişmektedir (8,12,15). En masse retraksiyon esnasında kuvvet vektörü retrakte edilen ön 6 dişin direnç merkezinin ne kadar yakından geçirilebilirse gövdesel hareket de o kadar mümkün olacaktır (8) .

Çalışmamızda kuvvetin doğrultusu hem minivida yüksekliği hem de retraksiyon çengelinin yüksekliği değiştirilerek kuvvetin hareket üzerine etkisinin bilinmesi amaçlanmıştır.

Literatür incelendiğinde en masse retraksiyon uygulamalarında 4,5 mm ile 13 mm arasında değişen farklı minivida yüksekliklerinin kullanıldığı görülmektedir. (3,93,94,107,108)

Minividanın yüksekliği kadar pozisyonu da önem taşımaktadır, bu nedenle minividanın anteroposterior konumu da çalışma konusu olmuştur. Hedayati ve arkadaşları en masse retraksiyon uygulamalarında ark telinden itibaren 6 mm yükseklikte olacak şekilde minividayı 2. premolar dişin mezialine ve distaline yerleştirmişler ve iki uygulama arasında diş hareketi bakımından farkı incelemişlerdir. Çalışma sonunda distalde konumlanan minivida varlığında anterior segmentte meydana gelen rotasyonun arttığını ancak vertikal düzlemde meydana gelen hareketin azaldığını bildirmişlerdir.(108) Benzer bir çalışma Song ve ark. tarafından yayınlanmıştır. Bu çalışmada yüksek pozisyonda(12 mm) bir vida premolar dişin mesialine, alçak pozisyonda (8 mm) bir vida da distaline yerleştirilmiştir. (92)

Kütlesel kesici retraksiyonu yapılacağında kuvvet vektörünün belirlenmesinde minividanın yeri ve yüksekliği kadar, retraksiyon çengelinin de yeri ve yüksekliği büyük önem taşır.

Literatür incelendiğinde anterior bölgeden uygulanan retraksiyon kuvvetinin de sıklıkla araştırma konusu olduğu görülmektedir.

En masse retraksiyon uygulamalarında retraksiyon çengeli çoğunlukla kanin ile lateral dişler arası bölgede konumlanır. Tominaga ve arkadaşları 2009 yılında yayınladıkları çalışmada, retraksiyon çengelinin kanin dişin meziali veya distaline yerleştirilmesi durumunda diş hareketinde meydana gelecek değişiklikleri bir sonlu elemanlar çalışması ile incelemişlerdir.(4) Çalışma sonunda, retraksiyon çengelinin kanin dişin mezialine yerleştirilmesinin anterior dişlerin kontrolünde daha avantajlı olduğu bulgulanmıştır (4) Çalışmamızda da retraksiyon çengelinin konumu kanin ve lateral dişler arasında ark teli üzerindedir.

Anterior bölgeden kuvvet uygulandığı nokta olan retraksiyon çengelinin konumu kadar yüksekliği de araştırma konusu olmuştur.Literatürde bu alanda çalışmalar

incelendiğinde, 0 mm ile 12 mm arasında değişen retraksiyon çengeli yüksekliklerine rastlanmıştır.(3,4,93,95,98)

Çalışmamızda 5 ve 8 mm olmak üzere 2 farklı retraksiyon çengeli yüksekliği incelenmiştir.

Minividalı en masse retraksiyon uygulamalarında, retraksiyon çengeli ile vida arasındaki kuvvet bazı çalışmalarda(4) elastik zincirler vasıtasıyla, uygulanmış, ancak bu alanda yapılmış çalışmaların çoğunda kuvvet NiTi kapatıcı yaylar vasıtasıyla uygulanmıştır. (93,94,107)

Mohammed ve arkadaşları ortodontide boşluk kapatılması esnasında elastik zincirler ve kapatıcı yayların kullanımını karşılaştırdıkları sistematik derleme sonucunda, her iki yöntemin de boşluk kapamada etkili olduğunu ancak, kapatıcı yaylar ile boşluk kapatılmasının daha kısa sürede gerçekleştiğini bildirmişlerdir.(119)

Çalışmamızda boşluk kapamada kuvvet unsuru olarak Nikel titanyum kapatıcı yaylar tercih edilmiş olup analiz esnasında bu yaya ait kalılık (stiffness) ve sönüm (damping) özellikleri tanımlanmıştır.

5.2.2. Eleman Sayısı Tipi ve Malzeme Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar analizinde elde edilen sonuçların gerçeğe yakınsanması modelin özellikleri ile doğrudan ilişkilidir.

Matematiksel metotlar ile gerçek yaşamdaki problemlerin çözümünün temelinde problemin parçalara bölünmesi yatar.(5) Model sonlu sayıda eleman ve noda bölünerek bir ağ yapısı oluşturulur ve düğüm noktalarındaki denklemlerin çözümü ile modelin stres altındaki davranışı belirlenir.(5)

Modelin eleman ve düğüm sayısı ne kadar fazla ise modelin analizinden elde edilen sonuçlar de o oranda gerçeğe yakın ve hassas olmaktadır. Ancak eleman sayısının arttırılması analiz süresini uzatmaktadır.

Tominaga ve ark.(120) 2009 yılında yaptıkları çalışmalarında,399320 eleman ve 77612 nod sayısı ile maksilladaki 14 diş, kemik yapısı, ark teli, braketler, minivida ve retraksiyon çengelini modellemişlerdir. 2014 yılında aynı araştırmacılar benzer bir modelleme için 432356 eleman,83730 nod kullanmışlardır. (95) Chetan ve ark.(94) 187037 eleman ve 41802 nod kullanarak maksilladaki 14 diş, sabit ortodontik apareyler

ve alveol kemiğini modellemişlerdir. Sung ve arkadaşları 2014 yılında yayınladıkları çalışmalarında, tüm maksiller ark, ark teli ve braketleri 53665 nod ve 272118 eleman kullanarak modellemişlerdir.(109)

Çalışmamızda kullanılan modelin ağ yapısı oluşturulurken, 5 mm yükseklikte retraksiyon çengeli bulunan 1.1, 1.2 ve 1.3 nolu modeller için, 476358 sayıda nod ve 243915 sayıda eleman kullanılmıştır, 2.1., 2.2., ve 2.3. nolu modeller için 476979 sayıda nod, 243979 sayıda eleman kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinde uygun eleman tipinin seçimi, modelin beklenen davranışı göstermesi, dolayısıyla analizin hedefine ulaşması açısından çok önemlidir.(5)

Ağ yapıyı oluşturan eleman tipleri tek boyutlu kiriş eleman, iki boyutlu veya üç boyutlu kabuk veya katı eleman olabilmektedir. (5) Genellikle tek boyutlu elemanlar tek boyutlu yapıları, iki boyutlu elemanlar ise iki boyutlu yapıları modellemede kullanıldığından bu eleman türleri anatomik yapılar veya biyolojik dokuların gerçekliğini yansıtmada yetersiz kalmaktadır.(5) Yapılan literatür incelemesinde, günümüzde yapılan çalışmalarda çoğunlukla 3 boyutlu, 4 nodlu tetrahedron (93,94) veya 10 nodlu tetrahedron yapıli elemanların tercih edildiği görülmektedir.(4,95,121)

Çalışmamızda, 10 nodlu tetrahedral yapıda solid eleman yapısı tercih edilmiştir, bu sayede yüzey formu eğimli yapılar da rahatlıkla modellenebilmiş ve daha güvenilir sonuçlar elde edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde materyale ait fiziksel özelliklerin programa tanımlanması gereklidir. Bu özellikler kuvvet altında materyalde meydana gelen deformiteyi ifade eden Young modülü ile, materyalin eninde ve boyunda meydana gelen şekil değişimlerinin birbirine oranını ifade eden Poisson oranıdır. (73) Alveol kemiği, diş, periodontal ligaman, braket, ark teli, retraksiyon çengeli ve minivida gibi yapıların her biri kendi yapısal özelliklerine uygun özelliklere sahiptir.(107) Yapılan çalışmalarda sonlu elemanlar modeli oluşturulurken yapılara ait malzeme özellikleri, lineer elastik, izotropik ve homojen kabul edilmektedir.(93,94,107)

Çalışmamızda da Young modülü ve Poisson oranları, ilgili literatürler referans alınarak Tablo 3-1 de gösterildiği gibi tanımlanmıştır. Modeli basitleştirmek ve analiz süresini kısaltmak için Tominaga ve ark. (95) 2014 yılında yayınladıkları çalışmada

yaptıkları gibi, ark teli, braket ve retraksiyon çengeline aynı fiziksel özellikler tanımlanmıştır.

5.2.3. Direnç Merkezlerinin Belirlenmesi

Ortodontide direnç merkezi devrilme veya paralel hareket gibi diş hareketi paternlerinin belirlenmesinde önemli bir referans noktası olagelmıştır (17,122). Biyomekanik açıdan incelendiğinde kuvvet doğrultusu ile direnç merkezinin konumu arasındaki ilişki meydana gelen diş hareketi türünü belirler. Dişteki direnç merkezi serbest cisimlerdeki ağırlık merkezi ile benzerdir.(17) Proffit'e göre de uzayda serbest hareket eden bir cisim için direnç merkezi ve ağırlık merkezi aynı noktadır, ancak ağız içinde olduğu gibi kemik içinde hareket eden bir diş varlığında direnç merkezi dişe etkiyen diğer kuvvetlerden de etkilenmektedir, ve ağırlık merkezinden farklılaşmaktadır.(8) Proffit direnç merkezini yaklaşık olarak kökün kemik içinde kalan kısmının orta noktası olarak tanımlamıştır, ve bu noktadan uygulanacak kuvvetlerin translasyon hareketine yol açacağını bildirmiştir.(8) İki boyutlu olarak düşünüldüğünde dişteki direnç merkezi dönme merkezi ile çakışır.(17) Viecilli ve arkadaşları (17) çalışmalarında, periodontal ligaman ve diş yapısındaki asimetrilere kaynaklı olarak direnç merkezinin üç boyutlu düzlemde bir nokta olarak değil bir eksen olarak varolabileceğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde Jiang ve arkadaşları da 2016 yılında yaptıkları çalışmalarında, direnç merkezi konumunun diş hareketi yönü ile alakalı olabileceğini göstermişlerdir. Dişin mesio distal ve bukkolingual yönde hareket etmesi durumunda direnç merkezlerinin üç boyutlu uzayda kesişmediğini dolayısıyla dişin uzun eksen üzerinde belirlenen direnç merkezi noktasının yalnızca 2 boyutlu düzlemde geçerli olduğunu bulgulamışlardır. (123)

Direnç merkezinin konumuna yönelik literatürde çeşitli görüşler bulunmaktadır. Tek bir dişin direnç merkezinin konumu literatürde yaklaşık olarak kök uzunluğunun 1/2 si ile 2/3 ü yüksekliğinde dişin uzun eksen üzerinde yer alan bir nokta olarak tanımlanmıştır.(124) Sia ve arkadaşları yaptıkları çalışmada orta kesici diş için direnç merkezinin kök yüksekliğinin 0.77 sinde bir noktada bulunduğunu manyetik sensör aygıtı kullanarak tespit etmişlerdir. (125) Bazı araştırmacılar, çalışmalarında tek bir dişin direnç merkezini belirlemek yerine belli bir diş grubunun direnç merkezini belirlemeyi tercih etmişlerdir.Örneğin Kojima ve arkadaşları, 2012 yılında yaptıkları en masse

retraksiyon esnasında okluzal düzlem eğiminde meydana gelen değişiklikleri inceledikleri çalışmalarında, en masse retraksiyon uygulaması esnasında boşluk kapandıkça anteior dişlerin posterior dişlere göre konumları değiştiğinden tüm dentisyonun direnç merkezini belirlemenin mümkün olmadığını, bunun yerine ön ve arka grup dişlerin direnç merkezlerini ayrı ayrı belirlemişlerdir. (3) Bu noktaların belirlenmesinde aynı araştırmacıların geliştirdiği bir method ve , sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır. Direnç merkezinden kuvvet uygulanmasının paralel hareket oluşturacağı hipotezinden hareketle, deneme yanılma methodu ile bu noktayı bulununcaya kadar çeşitli kuvvet vektörleri denenmiş her bir vektör için analiz tekrar edilmiş ve paralel hareketin elde edildiği nokta direnç merkezi olarak belirlenmiştir. (3) Direnç merkezinin sonlu elemanlar methodu kullanılarak bu yöntemle belirlenmesi oldukça zaman alıcı olmaktadır, ayrıca çalışmamız gibi tüm dişlerin ayrı ayrı hareketinin incelendiği araştırmalarda bu yöntemle tüm dişlerin teker teker direnç merkezlerinin belirlenmesi her biri için çok sayıda analiz gerektireceğinden mümkün olmamaktadır. Çalışmamızda farklı kuvvet vektörlerinin etkisi birbiri ile kıyaslanmıştır, bu nedenle direnç merkezlerinin belirlenmesi için ilave analiz yapılmamıştır.

5.3. Bulguların Tartışılması

Sonlu elemanlar analizi ile yapılmış çalışmalarda materyal özellikleri, uygulanan kuvvetin şiddeti, oluşturulan modeldeki düğüm ve eleman sayısı gibi özelliklerin farklı olmasına bağlı olarak, farklı yer değiştirme değerleri görülebilir. Bu nedenle çalışmalar birbiri ile karşılaştırılırken sayısal yer değiştirme verilerinden çok gruplar arasındaki dağılım incelenmelidir.

Çalışmamız farklı kuvvet vektörlerinin etkilerinin incelendiği bir sonlu elemanlar analizi çalışması olduğundan, her kuvvet vektörü için bir simülasyon gerçekleştirilmiş ve elde edilen veriler birbiri ile kıyaslanmıştır. Klinik çalışmalarda olduğu gibi grup içi ortalama değer olarak bir veri elde edilmesi mümkün olmadığından, sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalarda istatistiksel bir analiz yapılması mümkün olmamaktadır. Konu ile ilgili yapılmış diğer sonlu elemanlar analizi çalışmalarında da benzer biçimde verilerin birbiri ile kıyaslanması sayısal değerler üzerinden yapılmıştır. (3,4,93,94,95,98,107,116)

FEM analizi mekanik mühendislik alanında, uygulanan kuvvete karşı oluşan anlık cevabın değerlendirilmesinde yararlı olsa da bu yaklaşım insan vücuduna uyarlandığında bir takım farklılıklar oluşmaktadır.(92) Biyolojik yapılarda, bir ortodontik kuvvet uygulandığında diş, ark teli ve braketten kuvvete anlık bir yanıt gözlenmektedir, ancak periodontal ligaman ve alveol kemiğinde zaman içinde remodelling meydana gelmekte ve buna bağlı olarak şekil ve konum değişiklikleri oluşmaktadır.(92)

Çalışmamızda kuvvet uygulaması neticesinde dişlerde meydana gelen anlık yer değiştirmeler incelenmiştir. Sonlu elemanlar analizi ile gerçekleştirilen çalışmaların pek çoğunda bu şekilde inceleme yapılmakta, ancak biyolojik ve zamana bağlı reaksiyonlar bu method ile öngörülememekte ve çalışma sonuçlarının mutlaka daha fazla klinik bulgu ile desteklenmesi gerekmektedir.(116)

Sonlu elemanlar analizinde elde edilen sonuçlar oluşturulan modelin kalitesiyle doğrudan ilişkilidir. Oluşturulan modelin pek çok yönden gerçeğe yakın olması ortaya çıkan sonuçların doğruluğu için mutlaka gereklidir. Bu nedenle modelleme sonlu elemanlar analizi çalışmalarında oldukça önemli bir aşamadır. Materyal özellikleri, sınır koşulları, uygulanan kuvvet dikkatle analiz edilmeli ve elde edilen sonuçlar bunun bir simülasyon olduğu unutulmadan dikkatle yorumlanmalıdır.(126)

Sonlu elemanlar analizinin bir diğer kısıtlaması da tüm diğer sonlu elemanlar analizi çalışmalarında olduğu gibi bu çalışmada da periodontal ligamanın üniform bir tabaka olarak modellenmiş olması ve lineer elastik ve izotropik bir materyal olarak kabul edilmesidir. Ancak gerçekte periodontal ligaman içindeki doku sıvısından kaynaklı olarak anisotropi ve non lineer viskoelastik davranış göstermektedir.(126) Literatürde henüz periodontal ligamanın nonlineer ve anisotropik özellikleri ile ilgili yeterli bilgi bulunmadığından, sonlu elemanlar analizinde periodontal ligaman üniform bir tabaka olarak modellenmektedir, bu durumun yol açtığı kısıtlamalardan ötürü sonuçlar dikkatle yorumlanmalıdır. Aynı zamanda sonlu elemanlar analizinin mekanik prensiplere dayanan bir method olduğu ve oral kavite koşullarında, tükürük, çiğneme kuvvetleri gibi alışkanlıkların dikkate alınmadığı unutulmamalı ,sonuçlar her zaman bu durum göz önünde tutularak yorumlanmalıdır.(108) Sonlu elemanlar analizinde bir diğer kısıtlama da, ark teli ve braket arasındaki play değişikliklerinin dikkate

alınamamasıdır, bu nedenle insan vücudundaki ortodontik tedaviye verilen gerçek biyolojik cevap tam olarak yansıtılamayabilir.(92)

Tüm bu kısıtlamalara rağmen, sonlu elemanlar analizi methodu sayesinde, klinik olarak uygulanan farklı kuvvet vektörlerinin simülasyonu ve dentisyonun bu kuvvete 3 boyutlu olarak reaksiyonunun analiz edilmesi mümkün olmaktadır, bu method sayesinde, klinik durumu simüle edecek biçimde kuvvetin yönü ve şiddeti değiştirilerek farklı yön ve şiddette kuvvetlerin diş hareketi üzerinde etkileri incelenebilmektedir.(4)

Dişlerin farklı kuvvet ve momentlere verdiği farklı cevaplar ortodonti pratiğinde uzun yıllardır araştırılmış bir konudur. Minivida destekli en masse retraksiyon uygulamalarında da retraksiyon çengelinin konumu veya yüksekliği veya ankraj amacıyla kullanılan mini vidanın konumu ve yüksekliğinin değiştirilmesi ile farklı kuvvet vektörleri ortaya çıkabilmektedir. Minivida destekli kaydırmalı mekaniklerde, minivida ankraj problemlerini ortadan kaldırıp anterior bölge dişlerin bütünsel şekilde retraksiyonuna olanak sağlasa da, vidadan uygulanan kuvvet tüm sisteme dışardan bir etki oluşturmakta ve tüm dentisyonunda rotasyonlara yol açabilmektedir. Dişlerin istenen şekilde hareketi için, uygun kuvvet vektörünün kullanılması oldukça önemlidir.(3)

Anterior retraksiyon çengelinin yüksekliğinin değişmesi, anterior bölge dişlerin linguale devrilmesinden kaynaklı meydana gelen tork kaybının önüne geçilmesinde oldukça önemlidir. (107) Farklı yüksekliklerde anterior retraksiyon çengelleri kullanılarak, anterior dişlerde lingual tipping, gövdesel hareket labial tipping gibi istenilen yönde hareket elde edilebilir, mini vida yüksekliğinin de değiştirilmesiyle kuvvetin uygulama yönü değiştirilebilir, bu sayede kuvvetin dişlerin direnç merkezi ile olan ilişkisi ayarlanarak dişlerin ve dentisyonun rotasyonu üzerinde kontrol sağlamak mümkün olabilmektedir. (127)

Literatür incelendiğinde, mini vidalı en masse retraksiyon uygulamalarında çeşitli konum ve yüksekliklerde vida ve retraksiyon çengeli yüksekliklerinin diş hareketi üzerine etkilerini inceleyen çok sayıda sonlu elemanlar analizi çalışması bulunmaktadır.(1-4,63,72-74,92-95,107,108) .Bu çalışmaların bir kısmında yalnızca retraksiyon çengeli yüksekliği değiştirilirken, bazılarında retraksiyon çengeli yüksekliği sabit tutularak vida yükseklik veya konumunun diş hareketi üzerinde etkileri incelenmiştir.

Bazı çalışmalarda uygulanan farklı kuvvet vektörlerinin etkisiyle tek bir dişin hareketinde meydana gelen farklar incelenirken, bazılarında anterior bölge veya tüm dentisyonun hareketi incelenmiştir.

Ozaki ve arkadaşları, 2015 yılında, power arm ile kombine segmental ark mekaniklerinde kontrollü anterior diş hareketi elde etmek için gerekli ideal power arm yüksekliğini belirlemek amacıyla bir sonlu elemanlar analizi çalışması yapmışlardır. Farklı anterior retraksiyon çengeli yüksekliklerinin yanısıra 18 inch slot genişlikli braketler üzerinde farklı kalınlıklarda ark teli kullanımının da etkisi incelenmiştir. Bu çalışmada minivida ankrajı kullanılmamış, anterior ve posterior segmentlerde bulunan çengeller arasında kuvvet uygulanmıştır. Yalnızca üst orta kesici dişin y ekseninde hareketinin incelendiği çalışmada, power arm yüksekliği arttıkça diş hareketinin lingual kuron tippinginden lingual kök tippingine doğru değiştiği tespit edilmiştir. 0.018*0.025 ve 0.017*0.022 inch kalınlıklarında ark telleri kullanıldığında daha kalın ark teli varlığında daha düşük power arm yüksekliklerinde paralel hareket olduğu bulgulanmıştır. Bu çalışma sonuçlarından hareketle çalışmamızda 0.019*0.025 inch kalın ark telleri kullanılmıştır.(98)

Yalnızca orta kesici dişin hareketinin incelendiği bir diğer çalışma Tominaga(4) ve ark. tarafından yapılmıştır. Bu çalışmada en masse retraksiyon anterior retraksiyon çengelinin yüksekliğinin ve pozisyonunun orta kesici diş hareketi üzerine etkileri incelenmiştir. 0,2,4,6,8,10 ve 12 mm yüksekliğinde çengel yükseklikleri kullanılmış ve bu çengellerin kanin dişin mesialine ve distaline yerleşmesi durumunda kesici dişin hareketi üzerine etkileri incelenmiştir. Retraksiyon çengeli kanin dişin mesialinde bulunduğu, Ozaki ve ark(98). çalışmasına benzer şekilde power arm yüksekliği arttıkça, hareket lingual kuron tippinginden lingual kök tippingine doğru yön değiştirmiştir. Retraksiyon çengelinin kaninin mesialinde bulunduğu durumda 5,5 mm hook yüksekliğinde orta kesici dişte gövdesel hareket gözlenmiştir. Retraksiyon çengeli kaninin distaline yerleştirildiğinde ise, gövdesel hareket 11.2 mm hook yüksekliğinde gözlenmektedir.(4)

Kanin dişin mesialine yerleştirilen retraksiyon çengelinin yüksekliğinin değiştirilmesinin üst orta kesici dişin hareketi üzerine etkilerinin incelendiği bir diğer çalışma 2013 yılında yine Tominaga ve arkadaşları tarafından yapılmıştır.(95) Bu çalışmada da retraksiyon çengeli yüksekliğinin yanısıra braket slotu ve ark teli

kalınlığının değiştirilmesinin etkileri de incelenmiştir. 0.018 slot braketler ile 0.017-0.022 inch ark teli ve 0.022 slot braketler ile birlikte 0.019-0.025 inch ark teli kullanılmıştır. Ark telinde meydana gelen play ne kadar fazla ise anterior dişlerde tork kontrolünün de o ölçüde zor olduğu bulgulanmıştır. Retraksiyon çengelinin yüksekliği arttıkça, önceki çalışmalarla benzer bir şekilde hareketin lingual kuron tippinginden lingual kök tippingine doğru değişim gösterdiği görülmektedir.

Çalışmamızda, oluşacak playe bağlı olarak meydana gelebilecek anterior tork kayıplarının önüne geçebilmek için 22 slot braketlerde 0,019*0.025 inch kalınlığında ark teli kullanılmıştır. Anterior retraksiyon çengeli yüksekliğinin değiştirilmesi ile birlikte üst orta kesici diş hareketinde meydana gelen yer değiştirmeler incelendiğinde, 12 mm ve 8 mm vida varlığında, Y ekseninde 8 ve 5 mm olmak üzere iki hook yüksekliğinde de; palatinal yönde kök ve kuron hareketi gözlenmektedir. Bu hareket miktarının kuron tepesinden kök ucuna doğru azaldığı görülmektedir. Ancak hook yüksekliği arttıkça Y ekseninde kök ucu ve kuron tepesi arasında meydana gelen hareket miktarları arasındaki fark azalmakta yani meydana gelen devrilme azalmaktadır. 6 mm yani alçak minivida varlığında ise; 5 mm hook kullanıldığında üst orta kesici dişte, kuronda palatinal, kök ucunda ise bukkal yönlü hareket meydana gelmekte yani Ozaki ve Tominaga ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarda olduğu gibi lingual kuron tippingi gerçekleşirken, hook yüksekliği 8 mm çıkarıldığında, kökteki hareket palatinal yöne dönmektedir. Buradaki hareket miktarı kuron tepesindeki kıyasla az olsa da alçak retraksiyon çengeli ile kıyaslandığında kök ucunda lingual yönlü hareket izlendiği görülmektedir.

Minividalı en masse retraksiyon uygulamasında, vida yüksekliği sabit tutulup retraksiyon çengeli yüksekliği değiştirilerek diş hareketinin incelendiği bir diğer çalışma da Hedayati ve arkadaşları tarafından 2016 yılında yapılmıştır.(108) Sonlu elemanlar methodu ile yapılan bu çalışmada; vida yüksekliği ark telinden itibaren 6 mm olacak şekilde sabitlenmiştir. Retraksiyon çengelleri ise; 0,3,6 ve 9 mm olmak üzere 4 farklı yüksekliğe seçilmiştir. Meydana gelen hareketler anterior bölge dişleri üzerinde y ve z eksenlerinde incelenmiştir. Çalışma sonucunda, vertikal düzlemde 0, 3 ve 6 mm power arm yüksekliklerinde, anterior dentisyonda intrüzyon gözlenmiştir. 9 mm hook varlığında ise, retraksiyon çengelinin vida yüksekliğinden daha fazla olmasından kaynaklı olarak anterior dentisyonda hafif bir ekstrüzyon gözlenmiştir. Vertikal yönde

maksimum yer değiştirme, lateral dişte gözlenirken minimum vertikal yer değiştirme kanin dişte gozlenmistir. Sagittal yönde incelendiğinde ise, kuron ve kök ucunda meydana gelen devrilme miktarı power arm yüksekliği arttıķa azalmıştır. Vertikal yönde olduğu gibi sagittal düzlemde de en fazla yer değiştirme lateral dişte görülürken, en az yer değiştirme kanin dişte gözlenmiştir.

Çalışmamızda da, Hedayati ve arkadaslarının çalışmasında 6 mm vida ve 9 mm power arm arasında kuvvet uygulanan grup ile, 8 mm hook ve 6 mm vida arasında kuvvet uygulanan 2.1 grubunun kuvvet vektörleri benzerlik göstermektedir. Hedayati ve arkadaslarının çalışmasının sonuçları ile uyumlu şekilde çalışmamızda da bu grupta anterior bölge dişlerinde ekstrüzyon gözlenmiştir. Yine çalışmanın sonuçları ile uyumlu şekilde en fazla yer değiştirme lateral dişte gözlenmiştir. Sagittal düzlemde incelendiğinde, bizim çalışmamızda da 6 mm vida kullanılan gruplarda bu çalışmanın sonuçları ile uyumlu şekilde hook yüksekliği arttıķa anterior dişlerde meydana gelen devrilmenin azaldığı görülmüştür.

Literatürde retraksiyon çengeli yüksekliğinin değistirildiği çalışmalar olduğu gibi, minivida yüksekliğinin diş hareketine etkisini inceleyen çalışmalar da bulunmaktadır. Chetan ve ark.(94) 2014 yılında yaptıkları çalışmalarında, lateral ve kanin dişler arasına yerleştirilen 2 mm yüksekliğinde bir retraksiyon çengelinden molar çengeline ve ark telinden 4,5; 9 ve 13,5 mm olmak uzere üç farklı yükseklikte mini vidaya kuvvet uygulanması durumlarını incelemişlerdir. Olusturulan bu senaryolarda, orta kesici, yan kesici ve kanin dişlerin hareketleri y ve z eksenleri üzerinde incelenmiştir. Ark teli ve braketler arası sürtünmenin göz ardı edildiği çalışmada; y ekseninde tüm vida yüksekliklerinde en fazla lingual devrilmenin kanin dişte meydana geldiği görülmüştür. Farklı vida yüksekliklerinde hareket tipi incelendiğinde; Y ekseninde en fazla devrilmenin kuvvetin molar çengeli hizasından uygulanması durumunda görüldüğü, diğer vida yüksekliklerinden kuvvet uygulanması durumunda ise daha az devrilme meydana geldiği ve vida yüksekliğinin artması ile lingual yönlü devrilme miktarının hafifçe azaldığı ancak aradaki bu farkın çok fazla olmadığı bulgulanmıştır.Z ekseninde ise, vida yüksekliği arttıķa superior yönlü hareket miktarının arttığını bulgulanmışlardır.

Çalışmamızda da Chetan ve ark.(94) bulguları ile uyumlu olarak tüm vida yüksekliklerinde y ekseninde en fazla hareket kanin dişin tüberkül tepesinde

izlenmiştir. Z eksenini üzerinde de yine çalışmanın bulguları ile uyumlu şekilde vida yüksekliğinin artması ile birlikte superior yönlü hareket artmıştır.

Parashar ve arkadaşları 2014 yılında yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında, hem vida hem de retraksiyon çengeli yükseklikleri değiştirilerek anterior bölge dişlerin y ve z eksenleri üzerindeki yer değiştirmeleri üzerine etkileri incelemişlerdir. (107) Anterior bölgede meydana gelen tork kayıplarının incelendiği çalışmada posterior bölgede kuvvet ,2. premolar ve 1. molar kökleri arasına ark telinden 8 mm ve 13,5 mm yükseklikte yerleştirilen minivida ve molar çengelinden; anterior bölgede ise lateral ve kanin dişler arasında ark teli üzerinde 5 mm ve 8 mm olmak üzere 2 farklı yükseklikte retraksiyon çengelinden 150 gr şiddetinde kuvvet uygulanmıştır. Çalışma sonucunda, yüksek mini vida (13 mm) ve alçak retraksiyon çengeli (5mm) arasında kuvvet uygulanan grupta gövdesel hareket gözlemlendiği bunun dışındaki tüm gruplarda ise belirli oranlarda kontrolsüz devrilme meydana geldiği görülmüştür. Anterior bölge dişlerde en fazla tork kaybı 8 mm vida 5 mm retraksiyon çengeli grubunda gözlenmiştir.

Parashar ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmadaki kuvvet vektörlerinin bazıları bizim çalışmamız ile benzerlik göstermektedir. Bu açıdan çalışma sonuçları kıyaslandığında; çalışmamızda 12 mm mini vida ve 5 mm retraksiyon çengeli arasında kuvvet uygulanan 1.3 grubu ile Parashar ve ark. Yüksek minivida alçak retraksiyon çengeli gruplarının kuvvet yönleri benzerlik göstermektedir. Bu çalışma sonuçları ile benzer şekilde çalışmamızda da y ekseninde orta kesici ve kanin dişinde kuronda meydana gelen devrilme köktekine kıyasla daha fazla olmuştur. Çalışmamızda 12 mm yükseklikte minivida ve 8 mm retraksiyon çengeli arasında kuvvet uygulanan 2.3. grubu ile, Parashar ve ark. nın 13,5 mm vida, 8 mm retraksiyon çengeli arasında kuvvet uygulanan grupların sonuçları kıyaslandığında, çalışmamızda Parashar ve ark nın çalışması ile benzer şekilde y eksenini üzerinde anterior bölgede kesici kenarda köke kıyasla daha fazla yer değiştirme olduğu bulgulanmıştır.

Parashar ve arkadaşlarının çalışma bulguları ile benzer şekilde çalışmamızda yüksek minivida varlığında retraksiyon çengeli yüksekliği arttıkça Y eksenini üzerinde meydana gelen devrilme miktarının arttığı tespit edilmiştir.

Minivida destekli en masse retraksiyon uygulamalarında, kuvvet vektörünün diş hareketi üzerinde etkilerinin incelendiği çalışmalarda genellikle anterior bölge diş

hareketleri incelenirken, sınırlı sayıda hem anterior hem de posterior bölge diş hareketinin incelendiği çalışmalar mevcuttur.

Kojima ve ark. tarafından 2012 yılında yapılmış bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, 2. Premolar ve 1. Molar dişlerin kökleri arasına 4 mm ve 8 mm yükseklikte yerleştirilen minivida ve ark telinden itibaren 1 mm, 4 mm ve 8 mm olmak üzere 3 farklı yükseklikte retraksiyon çengeli arasında 1,5 N şiddetinde kuvvet uygulanması durumlarını incelemiştir.(3) Bu çalışmada diğer çalışmalardan farklı olarak dişlerin periodontal ligamanda oluşan stress miktarına göre aşama aşama yeniden modellenip yeniden kuvvet uygulanması prensibinden hareketle uzun dönem hareketinin simüle edilmiştir. Çalışma sonucunda, power arm yüksekliği arttıkça, tüm maksiller dentisyonda meydana gelen rotasyon azalmıştır. Posterior dişlerin ark teli vasıtasıyla rotasyonun engellenmesinde etkili olduğu bildirilmiştir. Yüksek minivida varlığında, neredeyse gövdesel diş hareketi elde edilmiştir. Çalışmada minivida yüksekliğinden bağımsız olarak, retraksiyon çengeli yüksekliği arttırıldıkça, Y ekseninde kesici kenarda hareket miktarı azalmaktadır. Kojima ve arkadaşlarının çalışma bulguları ile uyumlu şekilde, çalışmamızda da hem alçak (6 mm) vida varlığında hem de yüksek (12 mm) retraksiyon çengeli yüksekliği arttıkça, tüm anterior dişlerde y ekseninde kesici kenarda meydana gelen palatinal yönlü hareket miktarı azalmaktadır.

Yine alçak minivida kullanıldığı durumda Kojima ve arkadaşları posterior bölgede z ekseninde meydana gelen intrüzyon miktarının hook yüksekliği arttıkça azaldığını bulgulamışlardır. Bu çalışma bulguları ile uyumlu şekilde çalışmamızda da premolar bölgede intrüzyon miktarının hook yüksekliği arttıkça azaldığı görülmektedir.

X ekseninde incelendiğinde, premolar dişte meydana gelen hareketin hook yüksekliğinin artması ile birlikte azaldığı bulgulanmıştır. Çalışmamız sonucunda da bu bulgularla uyumlu sonuçlar elde edilmiştir.

Song ve arkadaşlarının 2016 yılında yaptıkları bir diğer çalışmada, retraksiyon çengeli yüksekliği, minivida yüksekliği ve konumu değiştirilerek farklı kuvvet vektörleri oluşturulmuştur. 2. Premolar ve 1. Molar kökleri arasına 8 mm yükseklikte, 2. Premolar dişin mesialine 12 mm yükseklikte olmak üzere iki farklı vida konumu kullanılmıştır. Retraksiyon çengeli yüksekliği olarak da ark teli üzerinden 1 mm inferiorda, ve ark telinden 1, 3 ve 6 mm yükseklikte superiora doğru olmak üzere 4

farklı yükseklik tercih edilmiştir. Çalışmada retraksiyon çengeli lateral ve kanin dişler arasına yerleştirilmiştir. Kesici dişler ve 1. Moların hareketinin x, y ve z olmak üzere 3 ekseninde incelendiği çalışmada 2 farklı çalışma modeli kullanılmıştır. Bir modelde, premolar diş çekilmiş durumda modellenmişken ,ikinci modelde 1 mm çekim boşluğu kalmış durumda modelleme yapılmıştır. Çalışmamızda çekim boşluğunun tamamı model üzerine yansıtılmış olduğundan tartışma bölümünde bu modele ait veriler incelenecektir. Çalışma sonucunda her iki mini vida konumunda da anterior dişlerin kesici kenarları ve 1. molar dişin mesial tüberkül tepesinde ekstrüzyon gözlenmiş, ve bu ekstrüzyon miktarı retraksiyon çengeli yüksekliğinin azalması ile birlikte azalma göstermiştir.(92,93)

Bu çalışmanın bulguları ile uyumlu şekilde, çalışmamızda da 8 ve 6 mm minivida yüksekliklerinde kesiciler ve molarlarda hook yüksekliğinden bağımsız olarak ekstrüzyon gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda ekstrüzyon miktarı hook yüksekliğinin azalması ile artmaktadır, bu durumun sebebinin çalışmamızda hook yüksekliklerinin farklı olması dolayısıyla kuvvet vektörünün farklı olmasıdır.

Suzuki ve arkadaşları, 2019 yılında gerçekleştirdikleri sonlu elemanlar analizi çalışmasında, vidalı en masse retraksiyonda farklı yüksekliklerde vida ve retraksiyon çengelleri arasında kuvvet uygulanmasının etkilerini incelemişlerdir. Retraksiyon çengelinin önceki çalışmalardan farklı şekilde kanin ve 1. Premolar dişler arasında, minivida ise 2. Premolar ve 1. Molar dişlerin kökleri arasına yerleştirilmiştir. Vida ve retraksiyon çengeli yükseklikleri 0, 5 ve 10 mm olarak tercih edilmiştir. Çalışmada yine diğer çalışmalardan daha yüksek bir kuvvet derecesi tercih edilmiş, 4,9 N şiddetinde kuvvet uygulanmıştır.(126)

Çalışmada bizim çalışmamızdaki 8 mm retraksiyon çengeli, 8 mm vida arasında kuvvet uygulanan grup sonuçları ile kıyaslayabilmek adına yatay kuvvet vektörünün olduğu durumlarda elde edilen sonuçlar tartışma bölümüne eklenmiştir. Yatay yönde kuvvet uygulanması durumunda, 0, 5 ve 10 mm olmak üzere her 3 retraksiyon çengeli ve vida yüksekliği durumunda da orta kesici dişte ekstrüzyon ve linguale doğru hareket gözlenmiştir. 10 mm vida ve retraksiyon çengeli kullanıldığında, lateral ve kanin dişte ise intrüzyon gözlenmiştir. Y eksenindeki hareket incelendiğinde, en fazla lingual yönlü hareketin premolar dişte görüldüğü, bu hareket miktarının molar dişlere doğru

gidildikçe azaldığı bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da 8 mm hook ve vida varlığında yer değiştirme bulguları bu çalışmanın bulguları ile uyum göstermektedir.

Deng ve arkadaşları, 2014 yılında yaptıkları çalışmalarında, lateral ve kanin dişler arasına yerleştirilmiş 2, 4, 6 ve 8 mm yükseklikte retraksiyon çengelleri ve 1. Molar dişin mesialinde ve distalinde kret tepesinden itibaren 2,4, 6, ve 8 mm yükseklikte minivida arasında kuvvet uygulayarak en masse retraksiyon uygulamasını sonlu elemanlar analizi ile simüle etmişlerdir.(118) Bu çalışmanın sonuçları ile çalışmamız sonuçları kıyaslanırken kuvvet vektörlerinin benzer olabilmesi adına vidanın 1. Moların mesialinde konumlandığı durumun sonuçları incelenmiştir. Çalışmada anterior dişlerin kuvvet etkisi ile hareketlerinin y ve z eksenleri üzerinde incelenmiştir. Üst orta kesici dişin hareketi için çalışmanın sonuçlarına bakıldığında, 4 mm retraksiyon çengeli varlığında, minivida yüksekliği arttıkça orta kesici dişin kuronunda meydana gelen retraksiyon miktarı azalmıştır. Vertikal yönde ise bu hook yüksekliğinde vida yüksekliği arttıkça z ekseninde hareket ekstrüzyondan intrüzyon hareketine dönmüştür. Bu verilerle uyumlu yer değiştirmeler çalışmamızda da alçak (5 mm) retraksiyon çengeli varlığında gözlenmiş olup, orta kesici dişin Y eksenindeki hareketi,vida yüksekliğinin artması ile birlikte bir azalma göstermiştir.

Bu sonuçlardan hareketle, klinik bir tavsiye oluşturulması gerekirse, deep bite vakalarda anterior intrüzyon sağlanması için yüksek minivida; open bite vakalarda ise ekstrüzyon sağlanması için alçak minivida kullanılması daha uygundur.

Deng ve arkadaşları, alçak minivida varlığında, orta kesici dişte ekstrüzyon gözlenirken, 6-8 mm gibi daha yüksek vida pozisyonlarında ise, intrüzyon gözlendiğini bildirmişlerdir. Bu çalışma verileri ile uyumlu olarak 8 mm hook varlığında çalışmamızda vida yüksekliğinin artması ile benzer bir hareket paterni ortaya çıkmıştır. 5 mm hook varlığında ise çalışmamızda tüm vida yüksekliklerinde intrüzyon gözlenirken, vidanın yüksekliği arttıkça intrüzyon miktarının da arttığı gözlenmiştir.

Deng ve arkadaşlarının verilerine göre, yüksek minivida pozisyonu orta kesicideki palatinal yönlü hareketi yani retraksiyon miktarını azaltırken, kanin dişteki ekstrüzyon, ve lateral dişteki intrüzyon eğilimini de azaltmıştır.

Çalışmada vida yüksekliği sabit tutularak retraksiyon çengeli yüksekliğinin değiştirilmesinin yarattığı etki incelendiğinde, 6 mm vida varlığında, orta kesici için

retraksiyon çengelinin yüksekliğinin artırılması, retraksiyon hareketini azaltırken, ekstrüzyon miktarını arttırmıştır.

Çalışmamızda da bu verilerle uyumlu şekilde, 6 mm vida varlığında, yüksek hook kullanıldığında dişte ekstrüzyon görülürken, alçak retraksiyon çengeli kullanıldığında intrüzyon hareketi izlenmektedir. Kesici dişteki retraksiyon miktarı da hook yüksekliğinin artması ile birlikte azalmıştır.

2017 yılında, Bohara ve ark. anterior dişlerin kütsel olarak intrüzyonu ve retraksiyonu esnasında farklı kuvvet vektörlerinin değiştirilmesinin 3 ekseninde yer değiştirme ve stress dağılımı üzerine etkilerini sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. (127) Çalışmada 1. Molar ve 2. Premolar arasında sement mine birleşiminden 6 mm yukarda minivida ile lateral ve kanin dişler arasında ark telinden inferiora doğru 2 mm ve superiora doğru 6 mm olmak üzere 2 farklı yükseklikte retraksiyon çengeli arasında kuvvet uygulanarak retraksiyonun simüle edileceği iki model, ve aynı konfigürasyonlarda orta kesiciler arasına yerleştirilen bir implanttan intrüzyon kuvvetinin uygulanacağı intrüzyon kuvvetini simüle edecek iki model olmak üzere toplamda dört farklı model simülasyonu yapılmıştır. Tezin bu bölümünde yalnızca çalışmadaki retraksiyon modellerine ait yer değiştirme sonuçları verilecektir.

Diş hareketleri incelendiğinde, 6 mm retraksiyon çengeli bulunan grupta lateral dişte distal yönlü kuron hareketi izlenmiş, kanin dişin kuronunda ise lingual yönlü hareket gözlenirken kuronunda bukkale doğru hareket izlenmiştir. İnsizale doğru 2mm yükseklikte hook kullanıldığında ise, lateral dişin kuronu distale devrilirken kanin diş bukkal yönlü kuron hareketi gözlenmiştir. Lateral ve kanin dişteki bu farklı hareket trendi, retraksiyon kuvvetinin transvers momentinden kaynaklanıyor olabilir. Retraksiyon çengelinden ark teline iletilen bu kuvvet lateral ve kanin dişte farklı deformasyonlara yol açarak, lateral dişte meydana gelen tork kuronu distale doğru devirmiş olabilir. Bu çalışmadaki kuvvet vektörleri çalışmamızdakilerden farklı da olsa, dişlerdeki farklı hareket trendleri bu şekilde açıklanabilir.

Çalışmadaki tüm modellerde kanin dişte distal yönlü bir devrilme meydana gelmiş ve bu devrilme retraksiyon çengeli yüksekliğinin artması ile birlikte artmıştır. Çalışmamızda da kanin dişin hareket paterninin Bohara ve ark. ile uyumlu olduğu görülmüştür.

Bohara ve arkadaşları çalışmalar arasında z eksenini üzerinde meydana gelen farklılıkları, retraksiyon kuvvetinin yüksekliğinin farklılığından ve kuronda meydana gelen lingual tipping hareketi ile açıklamışlardır. (127)

5.4. Sonuçlar

Çalışmamızda, minivida destekli en masse retraksiyon yapılan olgularda farklı kuvvet doğrultularının anterior ve posterior diş hareketi üzerindeki etkileri sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Yapılan analizler neticesinde dişlerde uzayın 3 yönünde meydana gelen anlık yer değiştirme verileri incelenmiştir.

Çalışmamızda retraksiyon çengeli yüksekliğinin değişmesine bağlı olarak meydana gelen diş hareketleri, 3 farklı minivida yüksekliği için ayrı ayrı incelenmiştir. Alçak (6 mm) minivida kullanıldığında, 5 mm retraksiyon çengelinden kuvvet uygulandığında, 8 mm retraksiyon çengelinden kuvvet uygulanması durumuna göre x eksenini üzerinde daha az devrilme meydana gelmektedir.

Posterior bölgede ise, alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta x eksenini üzerinde meydana gelen mesial yönlü devrilme daha fazla olmuştur.

Y eksenini üzerinde ise, alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta, daha fazla palatinal kuron tippingi meydana gelmiştir. Her iki retraksiyon çengeli yüksekliği için de ark telinin etkisi ile posterior dişler bölgesinde bukkal yönlü kuron tippingi meydana gelmiş olup, bu devrilme hareketi alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla olmuştur.

Z eksenini üzerinde incelendiğinde, kuvvetin vertikal komponentinin etkisi ile, retraksiyon çengeli yüksekliği mini vida yüksekliğinden fazla olduğunda, kesici dişler bölgesinde ekstrüzyon meydana gelmiştir. Alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta ise intrüzyon hareketi gözlenmiştir. Posterior bölgede ise her iki grupta da süperior yönlü hareket izlenmiştir. Bu durumun direnç merkezinin altından geçen kuvvet doğrultusunun etkisi ile, kesicilerde meydana gelen lingual devrilmenin ark telinde yarattığı defleksiyon sonucunda olduğu düşünülmektedir. Bu sebeple alçak retraksiyon çengelinde daha fazla superior yönlü hareket meydana gelmiştir.

Orta yükseklikte (8 mm) vida kullanılan durumda, x ekseninde alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta, kesici dişlerde meydana gelen devrilmenin daha az olduğu görülmüştür. Bu durum 8 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta, kuvvet doğrultusunun direnç merkezinin uzağından geçmesinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Y ekseninde kesiciler bölgesinde meydana gelen devrilme yine palatinal kuron torku şeklinde olup, yüksek retraksiyon çengelinde daha fazla olmaktadır. Posterior bölgede ise bukkal yönlü kuron torku meydana gelmekte olup bu hareket 8 mm vida ile birlikte 5 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha belirgin olmaktadır.

Z ekseninde incelendiğinde, anterior bölgede kuvvetin vertikal komponentinin fazla olmasına bağlı olarak, alçak (5 mm) retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla intrüzyon meydana gelmiştir. Posterior bölgede ise 8 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla superior yönlü hareket meydana gelmiştir. Bu durumun, 8 mm retraksiyon çengeli kullanılan grupta x ekseninde daha fazla devrilme meydana gelmesine bağlı olarak, ark telinde oluşan defleksiyondan kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Yüksek (12 mm) vida kullanıldığında, x ekseninde yüksek retraksiyon çengelinden kuvvet uygulandığında, hem anterior hem de posterior bölge dişlerde daha fazla devrilme meydana gelmiştir.

Y ekseninde, anterior bölgede yüksek retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla palatinal kuron torku meydana gelmiştir. Posterior bölgede ise bukkal yönlü kuron torku meydana gelmiş olup bu devrilme hareketi alçak retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla olmuştur.

Z ekseninde, anterior bölgede 5 mm (alçak) retraksiyon çengeli kullanılan grupta daha fazla olmak üzere intrüzyon, posterior bölgede ise ekstrüzyon gözlenmiştir. Bu durum vertikal yönde derin kapanış gösteren hastalarda istenilen bir durumdur, molar bölgede meydana gelen ekstrüzyon hareketi de derin kapanışlı vakalarda avantaja dönüşecektir.

Çalışmamızda minivida yüksekliğinin değişmesini diş hareketi üzerindeki etkileri de her iki retraksiyon çengeli yüksekliği için ayrı ayrı incelenmiştir. Alçak (5 mm) retraksiyon çengeli kullanıldığında, x ekseninde kesiciler bölgesinde distal yönde en az devrilmenin 6 mm vida kullanılan grupta olduğu görülmektedir.

Posterior bölgede ise x ekseninde meydana gelen mesial yönlü devrilme vida yüksekliği arttıkça azalmaktadır.

Y ekseninde üzerindeki palatinal yönlü devrilmeler de anterior bölgede vida yüksekliği arttıkça azalırken, posteriorda bukkal kuron torku miktarı vida yüksekliğinin artması ile artmaktadır.

Z ekseninde, kesiciler bölgesinde superior yönlü hareket meydana gelmekte olup vida yüksekliği arttıkça intrüzyon miktarı da artmaktadır. Bu sonuçtan hareketle anterior bölgede intrüzyon istenen durumlarda vida yüksekliğinin artırılması uygun olacaktır. Aynı zamanda 5 mm retraksiyon çengeli ile birlikte, 8 mm ve 12 mm vida kullanılan gruplarda posterior bölgede meydana gelen intrüzyon hareketi de derin kapanış gösteren vakalarda avantajlı olmaktadır.

Yüksek (8 mm) retraksiyon çengeli kullanıldığında, x ekseninde meydana gelen devrilmeler hem anterior hem de posterior bölgede vida yüksekliği arttıkça azalmaktadır.

Y ekseninde meydana gelen devrilmeler incelendiğinde ise, kesicilerde palatinal yönde en az devrilmenin yani en az palatinal kuron torkunun 6 mm vida kullanılan grupta olduğu görülmüştür. Kanin diş incelendiğinde ise, 6 mm ve 8 mm vida kullanılan gruplarda kesici kenarda palatinal kök ucunda bukkal yönlü bir yer değiştirme meydana gelmesine bağlı olarak, diğer gruplar kıyasla daha fazla palatinal kuron torku oluşmuştur. 12 mm vida kullanılan grupta ise bu devrilme hareketi daha az olmuştur. Oluşan bu farkın kanin dişin direnç merkezinin konumundan kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Y ekseninde kanin dişte meydana gelen bu hareketin etkisi ile, telde oluşan deformasyon neticesinde, z ekseninde posterior bölgede 6 ve 8 mm vida kullanılan gruplarda superior yönlü hareket meydana gelmiştir. 12 mm vida kullanılan grupta ise inferior yönlü hareket gözlenmiştir.

Anterior bölgede z ekseninde, kanin dişte görülen intrüzyon miktarı vida yüksekliği arttıkça artmakta iken, kesici dişler bölgesinde orta kesicide 6 mm vida varlığında ekstrüzyon hareketi 8 ve 12 mm vida kullanıldığında ise intrüzyon hareketi gözlenmiştir.

Çalışmamızın sonuçları ışığında, en masse retraksiyon esnasında minivida yükseklikleri ve power arm uzunluklarının diş hareketi üzerindeki etkileri göz önünde

bulundurularak, olası yan etkileri minimuma indirecek dolayısıyla tedavi etkinliğini arttıracak biçimde seçilmesi gerekmektedir.

Çalışmamızın verilerinden hareketle bir dizi klinik tavsiye oluşturmak gerekirse, en masse retraksiyon uygulanan vakalarda özellikle Sınıf II Divizyon 2 olgularda kesici diş köklerinin palatinal yönlü hareketi istenilen bir durumdur. Çalışmamızda 6 mm yükseklikte minivida ile birlikte 8 mm yükseklikte bir retraksiyon çengeli arasında retraksiyon kuvveti uygulandığında kök ucunda palatinal yönlü bir hareket meydana geldiği görülmüştür. Aynı yükseklikte bir vidadan 5 mm retraksiyon çengeline kuvvet uygulandığında ise kök ucunda bukkal yönlü hareket meydana gelmiştir ki kök ucundaki bu hareket Sınıf II divizyon 2 olgularda istenmeyen bir durumdur.

Sınıf II divizyon 1 olgularda ise halihazırda artmış olan kesici eksen eğimlerinin azaltılması için kesici diş kuronlarında palatinal yönlü bir devrilme istenir, çalışmamız sonucunda en fazla devrilmenin 6 mm vida ile birlikte 5 mm hookdan kuvvet uygulanan grupta olduğu görülmüş olduğundan lingual devrilmenin istendiği olgularda bu tür bir kuvvet doğrultusunun uygun olacağı düşünülmektedir.

5 mm retraksiyon çengeli varlığında meydana gelen palatinal yönlü devrilme vida yüksekliği arttıkça azaldığından tork kaybının daha az olmasının istendiği durumlarda daha yüksek bir minivida kullanılmalıdır.

Uygulanan kuvvet doğrultuları bukkopalatinal yönde olduğu kadar vertikal yönde de elde edilen diş hareketini önemli ölçüde etkilemektedir.

5 mm retraksiyon çengeli varlığında çalışmamızdaki her 3 vida yüksekliğinde de kesiciler bölgesinde intrüzyon meydana gelmiştir, ancak vida yüksekliği ne kadar fazla ise kesicide meydana getirdiği intrüzyon o kadar fazla olmaktadır. En fazla kesici intrüzyonu 5 mm hook ile 12 mm vida kullanıldığında elde edilmiştir.

8 mm retraksiyon çengeli varlığında da, yüksek minivida kullanılması da kesici dişlerde intrüzyon hareketi meydana getirdiği için, derin kapanışlı veya dişeti gülümsemesine sahip vakalarda yüksek minivida tercih sebebi olmalıdır. Bu kuvvet doğrultusu aynı zamanda posterior bölgede de ekstrüzyon hareketine yol açarak derin kapanış düzeltimine katkı sağlamaktadır.

Ancak klinik olarak bu yüksekliğe minivida yerleştirmenin mümkün olmadığı durumlarda 6 mm yüksekliğinde vida ile 5 mm yükseklikte retraksiyon çengeli arasında kuvvet uygulanması da kesicilerde intrüzyon hareketine yol açmaktadır.

6 mm varlığında 8 mm retraksiyon çengeli kullanımı ise kesici dişlerde ekstrüzyona yol atığından open bite vakalarda en masse retraksiyon esnasında tercih edilmesi gereken bir kuvvet doğrultusudur. Bu durumda molar bölgede meydana gelen intrüzyon hareketi de open bite düzeltimine katkı sağlamaktadır.

Bu çalışmanın sonuçları, sonlu elemanlar analizinin her ne kadar doğruluğu kanıtlanmış bir method olsa da insan dokularının kompleks anatomisinin ve dokuların biyomekanik davranışlarının, ıgneme kuvvetleri, kas aktiviteleri gibi faktörlerin tamamıyla bilgisayar ortamına yansıtılamayacağı göz önünde bulundurularak yorumlanmalıdır. Çalışmamızda dişlerdeki anlık yer değiştirme verileri incelenmiş olup, bu alanda uzun dönem diş hareketini de yansıtan ilave klinik çalışmalara da ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Upadhyay M, Yadav S, Nagaraj K, Patil S. Treatment Effects of mini implants for en masse retraction of anterior teeth in Bialveolar Dental Protrusion Patients: A Randomised Controlled Trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008;134: 18-29
2. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three dimensional modeling and Finite Element Analysis in Treatment Planning for Orthodontic Tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2011;139: 59-71
3. Kojima Y, Kawamura J, Fukui H. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012 Oct;142(4):501-8.
4. Tominaga JY, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, ve ark. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. *Angle Orthod*. 2009 Nov;79(6):1102-7.
5. Desai Shrikar, R., Shinde Harshada H. Finite Element Analysis: Basics And Its Applications In Dentistry. *Indian Journal of Dental Sciences* 2012;4(1): 60-65.
6. Dogru, SC, Cansiz E, and Arslan YZ. A review of finite element applications in oral and maxillofacial biomechanics. *Journal of mechanics in medicine and biology* 2018: 18(2)
7. Wise, G. E., and G. J. King. Mechanisms of tooth eruption and orthodontic tooth movement. *Journal of dental research* 2008: 87(5) 414-434.
8. Proffit WR, Fields HW, Ackerman JL. Contemporary Orthodontics. 3 rd Ed. St. Louis: Mosby; 2000; 1- 128
9. Faltin RM, Faltin K, Sander FG, Arana-Chavez VE. Ultrastructure of cementum and periodontal ligament after continuous intrusion in humans: a transmission electron microscopy study. *Eur J Orthod* 2001(23): 35-49
10. Rygh P. Early periodontal responses to orthodontic strain being heavier than ideal. *Journal of Japan Orthodontic Society* 1992(51): 137-147

11. Ribeiro, G., Helder BJ. Understanding the basis of space closure in Orthodontics for a more efficient orthodontic treatment. *Dental press journal of orthodontics* 2016; (21-2): 115-125.
12. Nanda R. *Esthetics and Biomechanics in Orthodontics*. St. Louis, MO: Elsevier/Saunders; 2015.
13. Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KWL, Huang GJ. *Orthodontics: Current Principles and Techniques*. St. Louis, MO: Elsevier; 2017.
14. Bishara SE. *Textbook of Orthodontics*. London, England: W B Saunders; 2001.
15. Tosun, Y. *Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri*. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi (1999): 6-7.
16. Nanda R, Tosun Y. *Biomechanics in Orthodontics: Principles and Practice*. Quintessence Publishing; 2010
17. Gill DS, Naini FB. *Orthodontics: Principles and Practice*. 1st ed. Chichester, England: Wiley-Blackwell; 2012
18. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod*. 2003;73(1):86-92
19. Schwarz AM. Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod*. 1932;18:331–352.
20. Oppenheim A. Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration. *Am J Orthod Oral Surg*. 1942;28: 263–301.
21. Viecilli, R. F., Budiman, A., Burstone, C. J. Axes of resistance for tooth movement: Does the center of resistance exist in 3-dimensional space? *Am J Orthod*, 2013; 143(2): 163–172.
22. Echarri P. *Orthodontics & Microimplants: Complete Technique, Step by Step*. Madrid, Spain: Ripano, S.A.; 2007.
23. Feldmann, Ingalill, and Lars Bondemark. Orthodontic anchorage: a systematic review. *Angle Orthod* 2006; 76(3): 493-501.
24. Ülgen, M. *Ortodontik tedavi prensipleri* İstanbul;1993.

25. Bondemark L, Thorneus J. Anchorage Provided During Intra-arch Distal Molar Movement: A Comparison Between the Nance Appliance and a fixed Frontal Bite Plane. *Angle Orthod* 2005;75:437-443.
26. Cobo JM, Diaz B, Carlos F, Maintaining Anchorage with a Combination Nance-Goshgarian Transpalatal Arch. *J Clin Orthod* 1998;32:681
27. Kojima Y, Fukui H. Effects Of Transpalatal Arch On Molar Movement Produced By Mesial Force: A finite Element Simulation *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:335:e1-e7.
28. McLaughlin RP, Bennett JC. Anchorage control during leveling and aligning with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod* 1991;25:687-696
29. Papadopoulos, Moschos A., Tarawneh F.. "The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review." *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2007;103(5): e6-e15.
30. Melsen B, Garbo D. Treating the “impossible case” with the use of the Aarhus Anchorage System. *Orthod* 2004;1:13-20.
31. Lee JS, Kim JK, Park Y-C, Vanarsdall JRL. *Applications of Orthodontic Mini Implants*.. Quintessence Publishing; 2007
32. Roberts WE, Nelson CL, Goodacre CJ. Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *J Clin Orthod* 1994;28:693-704.
33. Tosun T, Keles A, Erverdi N. Method for the placement of palatal implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:95-100.
34. Kim JK, Park YC, Vanarsdall RL. *Applications of Orthodontic Mini Implants*. USA: Quintessence Publishing Company; 2007
35. Chen YJ, Chang HH, Huang CY, Hung HC, Lai EH, Yao CC. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:768-75
36. Sung J-H. Microimplants in Orthodontics. Daegu: Dentos; 2008.

37. Ülgen, M. *Ortodonti: anomaliler, sefalometri, etoloji, büyüme ve gelişim, tanı*. Yeditepe Üniversitesi, 2000.
38. Papadopoulos, Moschos A., ed. *Orthodontic treatment of the Class II noncompliant patient: current principles and techniques*. Elsevier Health Sciences, 2006.
39. Raghuraj, M. B., Orthodontic camouflage treatment in skeletal Class II patient. *Journal of Orthodontic Research* 2015;3(1) : 57.
40. Janson G, Brambilla Ada C, Henriques JF, de Freitas MR, Neves LS."Class II treatment success rate in 2-and 4-premolar extraction protocols." *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125(4) : 472-479.
41. Pacheco MR, Jansen WC, Oliveira DD. The role of friction in orthodontics. *Dental Press J Orthod*. 2012 ;17(2):170-7.
42. Choudhary, A., Bapat, S., & Gupta, S. Space Closure Using Frictionless Mechanics. *ASIAN JOURNAL OF DENTAL RESEARCH (AJDR)* 2018; 1(1): 1-11
43. Makhoul M, Aboul-Ezz A, Fayed MS, Hafez H. Evaluating the amount of tooth movement and root resorption during canine retraction with friction versus frictionless mechanics using Cone Beam Computed Tomography. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018;6(2):384-388
44. McLaughlin, Richard P., and J. C. Bennet. *Orthodontic treatment mechanics and the preadjusted appliance*. Wolfe, 1993.
45. Dixon, V., Read, M. J. F., O'brien, K. D., Worthington, H. V., Mandall, N. A. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure." *J Orthod* 2002; 29(1): 31-36.
46. Sonis AL. Comparison of NiTi coil springs vs. elastics in canine retraction. *J Clin Orthod*. 1994;28(5):293-295
47. Samuels RH, Rudge SJ, Mair LH. A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;114(1):73-79

48. Rhee JN, Chun YS, Row J. A comparison between friction and frictionless mechanics with a new typodont simulation system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119(3):292-299
49. Felemban NH, Al-Sulaimani FF, Murshid ZA, Hassan AH. En masse retraction versus two-step retraction of anterior teeth in extraction treatment of bimaxillary protrusion. *J Orthod Sci.* 2013;2(1):28-37.
50. Liou EJW, Chang PMH. Apical root resorption in orthodontic patients with en-masse maxillary anterior retraction and intrusion with miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(2):207-212.
51. Heo W, Nahm DS, Baek SH. En masse retraction and two-step retraction of maxillary anterior teeth in adult Class I women. A comparison of anchorage loss. *Angle Orthod.* 2007 ;77(6):973-8.
52. Rizk MZ, Mohammed H, Ismael O, Bearn DR. Effectiveness of en masse versus two-step retraction: a systematic review and meta-analysis. *Prog Orthod.* 2018;18(1):41.
53. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Kyung H-M, Takano-Yamamoto T. Class II malocclusion treated with miniscrew anchorage: comparison with traditional orthodontic mechanics outcomes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(3):302-309.
54. Upadhyay M, Yadav S, Patil S. Mini-implant anchorage for en-masse retraction of maxillary anterior teeth: a clinical cephalometric study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;134:803–10.
55. Al-Sibaie S, Hajeer MY. 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. *Eur J Orthod.* 2014;36:275–83.
56. Schneider PP, Kim KB, da Costa Monini A, Dos Santos-Pinto A, Gandini LG Júnior. Which one closes extraction spaces faster: en masse retraction or two-step retraction? A randomized prospective clinical trial. *Angle Orthod.* 2019;89(6):855-861

57. Konda, P, Tarannum SA. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *J Pharm Biomed Sci* 2012; 16(11) : 1-4.
58. Mehta, F., Joshi H. Finite element method: an overview. *JDMS* 2016; 15 : 38-41.
59. Desai H MSD. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *J Oral Hyg Health*. 2014;02(05).
60. Yettram, A. L., Wright, K. W. J., & Houston, W. J. B. Center of rotation of a maxillary central incisor under orthodontic loading. *Br J Orthod* 1977;4(1):23-27
61. Knop L, Gandini LG Jr, Shintcovsk RL, Gandini MREAS. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press J Orthod*. 2015;20(2):119-125.
62. Inan M. *Cisimlerin mukavemeti*. 6th ed. İstanbul: İTÜ Vakfı; 1988.
63. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6): 585-98.
64. Huebner KH, Dewhirst DL, Smith DE, Byrom TG. *The Finite Element Method for Engineers*. 4th ed. Newy York: Wiley-Interscience; 2008
65. Moaveni S. FINITE ELEMENT ANALYSIS Theory and Application with A N S Y S. *Odontol Soc Nippon Dent Univ*. 1999;12(8):992–3
66. Koriouth TWP, Versluis A, Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis, *Crit Rev Oral Biol Med*. 1997; 8:90–104.
67. Nath, B. B. *Fundamentals of finite elements for engineers*. Athlone, 1974.
68. Ma, Y. Zee, Sobernheim D, Garzon JR. Glossary for Unconventional Oil and Gas Resource Evaluation and Development. *Unconventional Oil and Gas Resources Handbook*. Gulf Professional Publishing, 2016. 513-526.
69. Ebnesajjad S. *Expanded PTFE Applications Handbook: Technology, Manufacturing and Applications*. Norwich, CT: William Andrew Publishing; 2012.

70. Prasad K, Tarannum SA. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *J Pharm Biomed Sci* 2012; 16(11) : 1-4.
71. Andreaus U, Colloca M, Iacoviello D. Coupling image processing and stress analysis for damage identification in a human premolar tooth. *Comput Methods Programs Biomed.* 2011;103(2):61-73.
72. . What is Meant by Degrees of Freedom in FEA? Enterfea.com.
<https://enterfea.com/degrees-of-freedom-in-fea/>. Published August 30, 2019
73. Hughes TJR. *The finite element method*. New Jersey: Prentice-Hall; 1987
74. Moaveni S. *Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys*. New Jersey: Prentice Hall; 2003
75. Pritam, M., Sah, M. P. S. N. S., & Debapreeti, M. Finite element method: A research tool in orthodontics. *J. Res. Adv. Dent.* 2015; 4(3): 58-63
76. Moss, Melvin L., et al. "Finite element method modeling of craniofacial growth." *American Journal of Orthodontics* 87.6 (1985): 453-472.
77. McIntyre CC, Grill WM. Finite element analysis of the current-density and electric field generated by metal microelectrodes. *Ann Biomed Eng.* 2001;29(3):227-235
78. Mestrović S, Slaj M, Rajić P. Finite element method analysis of the tooth movement induced by orthodontic forces. *Coll Antropol.* 2003;27 Suppl 2:17-21
79. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 2005;84(5):428-433
80. Chabanas M, Luboz V, Payan Y. Patient specific finite element model of the face soft tissues for computer-assisted maxillofacial surgery. *Med Image Anal.* 2003;7(2):131-151
81. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am J Orthod.* 1974;65(3):250-259
82. Farah, J.W., Craig, R.G., Sikarskei, D.L. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech.* 1973;6:511–520

83. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res*. 1976;55(5):772-777.
84. Tanne K, Lu YC, Tanaka E, Sakuda M. Biomechanical changes of the mandible from orthopaedic chin cup force studied in a three-dimensional finite element model. *Eur J Orthod*. 1993;15(6):527-533
85. Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces--a three-dimensional FEM study. *Angle Orthod*. 2003;73(1):12-20
86. İlgün, Abdülkerim, et al. "İnsan Mandibulasında Sonlu Elemanlar Metodu Kullanılarak Gerilme Analizi YAPILMASI." *Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim ve Teknoloji Dergisi* 19.1 (2004): 29-38.
87. Jiang L, Kong L, Li T, Gu Z, Hou R, Duan Y. Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis. *Adv Eng Softw*. 2009;40(11):1124-1130
88. Çifter, Muhsin, and Müyesser Saraç. "Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 140.5 (2011): e233-e241.
89. Ghosh J, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Currier GF. Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995;108(6):575-582
90. Huang Y, Keilig L, Rahimi A, et al. Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(5):638-643
91. Paulsen F, Waschke J, eds. *Sobotta-Atlas of Human Anatomy, 15th Ed. App*. Fischer Gustav Verlag; 2012
92. Song J-W, Lim J-K, Lee K-J, Sung S-J, Chun Y-S, Mo S-S. Finite element analysis of maxillary incisor displacement during en-masse retraction according to orthodontic mini-implant position. *Korean J Orthod*. 2016;46(4):242-252.

93. Mo S-S, Kim S-H, Sung S-J, et al. Factors controlling anterior torque during C-implant-dependent en-masse retraction without posterior appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(1):72-80.
94. S C, Keluskar KM, Vasisht VN, Revankar S. En-masse retraction of the maxillary anterior teeth by applying force from four different levels - A finite element study. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(9):ZC26-30
95. Tominaga J-Y, Ozaki H, Chiang P-C, et al. Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3-dimensional finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;146(2):166-174
96. Chae J-M, Paeng J-Y. Minimum presurgical orthodontic treatment with two jaw surgery combined with anterior segmental osteotomy in skeletal class II malocclusion: A case report. *J Korean Assoc Maxillofac Plast Reconstr Surg.* 2013;35(5):316-324.
97. Celikoglu M, Unal T, Bayram M, Candirli C. Treatment of a skeletal Class II malocclusion using fixed functional appliance with miniplate anchorage. *Eur J Dent.* 2014;8(2):276-280.
98. Ozaki H, Tominaga J-Y, Hamanaka R, et al. Biomechanical aspects of segmented arch mechanics combined with power arm for controlled anterior tooth movement: A three-dimensional finite element study. *J Dent Biomech.* 2015;6(0):1-6.
99. Xu Y, Xie J. Comparison of the effects of mini-implant and traditional anchorage on patients with maxillary dentoalveolar protrusion. *Angle Orthod.* 2017;87(2):320-327.
100. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. Safe zones”: a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod.* 2006;76: 191
101. Suzuki M, Deguchi T, Watanabe H, Seityu M, Likubo M, Sasano T, Fujiyama K, Takano-Yamamoto T. Evaluation of optimal length and insertion torque for miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144:251-9.

102. Liu SS, Marroquin E, Sun J, Stewart KT, Allen MR. Orthodontic mini-implant diameter does not affect in-situ linear microcrack generation in the mandible or the maxilla. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142:768- 73,
103. Aunmeungtong W, Khongkhunthian P, Rungsiyakull P. Stress and strain distribution in three different mini dental implant designs using in implant retained overdenture: a finite element analysis study. *Oral Implantol (Rome).* 2016;9(4):202-212
104. Mizrahi E. The use of miniscrews in orthodontics: A review of selected clinical applications. *Prim Dent J.* 2016;5(4):20-27
105. Liu T-C, Chang C-H, Wong T-Y, Liu J-K. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(4):468-476.
106. Singh S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self-drilling miniscrew implant system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(3):327-336.
107. Parashar A, Aileni KR, Rachala MR, Shashidhar NR, Mallikarjun V, Parik N. Torque loss in en-Masse retraction of maxillary anterior teeth using miniimplants with force vectors at different levels: 3D FEM study. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(12):ZC77-80
108. Hedayati Z, Shomali M. Maxillary anterior en masse retraction using different antero-posterior position of mini screw: a 3D finite element study. *Prog Orthod.* 2016;17(1):31.
109. Sung E-H, Kim S-J, Chun Y-S, Park Y-C, Yu H-S, Lee K-J. Distalization pattern of whole maxillary dentition according to force application points. *Korean J Orthod.* 2015;45(1):20-28.
110. Zhang, L., et al. "Comparison of Direct and Indirect Mini-implant Anchorage in Adults with Maxillary Protrusion: A Randomized Controlled Trial." *Indian Journal of Pharmaceutical Sciences* (2019): 13-20.

111. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod*. 1976 July;70(1):1-19
112. Becker K, Pliska A, Busch C, Wilmes B, Wolf M, Drescher D. Efficacy of orthodontic mini implants for en masse retraction in the maxilla: a systematic review and meta-analysis. *Int J Implant Dent*. 2018;4(1). doi:10.1186/s40729-018-0144-4
113. Felicita AS. Quantification of intrusive/retraction force and moment generated during en-masse retraction of maxillary anterior teeth using mini-implants: A conceptual approach. *Dental Press J Orthod*. 2017;22(5):47-55.
114. Davoody AR, Posada L, Utreja A, Janakiraman N, Neace WP, Uribe F, Nanda R. A prospective comparative study between differential moments and miniscrews in anchorage control. *Eur J Orthod*. 2013;35(5):568–576.
115. Victor D, Prabhakar R, Karthikeyan MK, Saravanan R, Vanathi P, Raj Vikram N, Adarsh Reddy P, Sudeepthi M. Effectiveness of mini implants in three-dimensional control during retraction - a clinical study. *J Clin Diagn Res*. 2014;8(2):227–232.
116. Bittencourt, L. P., Raymundo, M. V., Mucha, J. N. The optimal position for insertion of orthodontic miniscrews. *Revista Odonto Ciência*. 2011, 26(2). 133-138.
117. Jasmine MIF, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM. 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012;141(1):71-80
118. Deng WW, Wang F, Machibya FM, Gao S, Wang XL, Hu M. The effects of mini implant and anterior arch hook heights on en Masse retraction: A finite element analysis. *Appl Mech Mater*. 2013;461:993-1001.
119. Mohammed H, Rizk MZ, Wafaie K, Almuzian M. Effectiveness of nickel-titanium springs vs elastomeric chains in orthodontic space closure: A systematic review and meta-analysis. *Orthod Craniofac Res*. 2017;00:1–8.

120. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008;36(7):463-471.
121. Ramos A, Simões JA. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur. *Med Eng Phys.* 2006;28(9):916-924.
122. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of Tooth movement. *Am J Orthod.* 1984;85:294-307.
123. Jiang F, Kula K, Chen J. Estimating the location of the center of resistance of canines. *Angle Orthod.* 2016;86(3):365-371.
124. Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jager A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *Eur J Orthod.* 1999;21:633–648.
125. Sia S, Koga Y, Yoshida N. Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics. An in vivo study: An in vivo study. *Angle Orthod.* 2007;77(6):999-1003.
126. Suzuki M, Sueishi K, Katada H, Togo S. Finite element analysis of stress in maxillary dentition during en-masse retraction with implant anchorage. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2019;60(1):39-52.
127. Bohara P, Kumar M, Sharma H, Jayprakash PK, Misra V, Savana K. Stress distribution and displacement of maxillary anterior teeth during en-masse intrusion and retraction: A FEM study. *J Indian Orthod Soc.* 2017;51(3):152-159.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

MİNİVİDA DESTEKLİ EN MASSE RETRAKSİYON UYGULAMALARINDA FARKLI KUVVET DOĞRULTULARININ DIŞ HAREKETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN FEM ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

%**3**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**2**

İNTERNET
KAYNAKLARI

%**0**

YAYINLAR

%**2**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
2	polen.itu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
3	abis-files.istanbul.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
4	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	<% 1
5	uvb.nrel.colostate.edu İnternet Kaynağı	<% 1
6	goes.ngdc.noaa.gov İnternet Kaynağı	<% 1
7	www.dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
8	www.istanbulsaglik.gov.tr	

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	İPEK	Soyadı	ŞAVKAN
		Kızlık Soyadı	TAMER
Doğ. Yeri	İSTANBUL	Doğ. Tar.	17/07/1990
Email	ipektamer@istanbul.edu.tr	Uyruğu	TC

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti ABD	2020
Yük. Lis.		
Lisans	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2014
Lise	Üsküdar Amerikan Lisesi	2009

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Araştırma Görevlisi	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti ABD	2019-
2.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	93,75	
Fransızca	İyi	İyi	İyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	83,7		
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Word	İyi
Microsoft Excel	İyi
Microsoft Powerpoint	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Dergilerde Yayınlanan Makaleler

1. Up-to-Date Approach in the Treatment of Impacted Mandibular Molars: A Literature Review
Şavkan İ., Öztaş S. E. , Marşan G.
Turkish Journal of Orthodontics, cilt.1, no.1, ss.1-9, 2020
2. Orthodontic Treatment with Clear Aligners and The Scientific Reality Behind Their Marketing: A Literature Review
Tamer İ., Oztas E., Marsan G.
Turkish journal of orthodontics, cilt.32, ss.241-246, 2019

Hakemli Kongre / Sempozyum Bildiri Kitaplarında Yer Alan Yayınlar

1. Postpeak Dönemde Sınıf II Olgunun Forsus(FRD) Aygıtı ile Tedavisi: Olgu Sunumu
KILIÇOĞLU H., **ŞAVKAN İ.**
16.Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu, Muğla, Türkiye, 2 - 05 November 2019, ss.1
2. An Up To Date Approach in The Treatment of Impacted Mandibular Molars: A Literature Review
TAMER İ., **ÖZTAŞ S. E.**
16. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu, Muğla, Türkiye, 2 - 05 November 2019, ss.1
3. Clear Aligners:Effectiveness, Efficacy and Treatment Stability
TAMER İ., **ÖZTAŞ S. E.** , **MARŞAN G.**
16. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, İzmir, Türkiye, 5 - 07 November 2018, ss.1
4. Şiddetli Mandibular Laterognatizmin Ortognatik Cerrahi Tedavisi: Olgu Sunumu
TAMER İ., **ÖZTAŞ S. E.** , **MARŞAN G.**
15. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu, Ankara, Türkiye, 2 - 05 November 2017, ss.1

5. Erişkin Hastada Çivi Şeklindeki Yan Kesici Dişlerin Ortodontik ve Restoratif Yaklaşım ile tedavisi: Olgu Sunumu
TAMER İ., ÖZTAŞ S. E.
15. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu, Ankara, Türkiye, 2 - 05 November 2017, ss.1
6. Hypoglossia Hypodactilia: A Case Report
TAMER İ., TAĞRIKULU B., MARŞAN G.
2017 American Association of Orthodontics Annual Session, San Diego, Amerika Birleşik Devletleri, 21 - 25 April 2017, ss.1
7. Crouzon Syndrome: A Case Report
Bahçe Memiş H., İlgün İ., **TAMER İ., MARŞAN G.**
96th European Orthodontic Society Congress, Stockholm, İsveç, 11 - 16 June 2016, ss.1
8. Evaluation of Facial Soft Tissues in Skeletal Class II Division 1 Patients with Different Vertical Growth Pattern in Two Age Groups
TAMER İ., TAĞRIKULU B., MARŞAN G.
96th European Orthodontic Society Congress, Stockholm, İsveç, 11 - 16 June 2016, ss.1
9. Evaluation of Angulation and Position of Third Molars in Orthodontic Cases Treated with and without Premolar Extractions
Ülkür F., **TAMER İ., Müftüoğlu Ö.**
2014 YUDBAT 1. Uluslararası Öğrenci Araştırma Günleri, İstanbul, Türkiye, 4 - 05 April 2014, ss.1

Özel İlgi Alanları (Hobileri):