

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MULTİ VEKTÖREL ANKRAJ SİSTEMİ İLE UYGULANAN ORTODONTİK  
KUVVETLERİN DİŞLERDE OLUŞTURDUĞU YER DEĞİŞİKLİĞİ VE STRES  
DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE SONLU ELEMANLAR  
ANALİZ YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Esmâ KURİŞ BAŞTAN**

**Ortodonti Anabilim Dalı**

**Ortodonti Doktora Programı**

**Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Berza YILMAZ**

**TEMMUZ 2020**

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MULTİ VEKTÖREL ANKRAJ SİSTEMİ İLE UYGULANAN ORTODONTİK  
KUVVETLERİN DİŞLERDE OLUŞTURDUĞU YER DEĞİŞİKLİĞİ VE STRES  
DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE SONLU ELEMANLAR  
ANALİZ YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Esmâ KURİŞ BAŞTAN  
(140106116)**

**Ortodonti Anabilim Dalı**

**Ortodonti Doktora Programı**

**Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Berza YILMAZ**

**TEMMUZ 2020**

Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün 140106116 numaralı Doktora Öğrencisi Esmâ KURİŞ BAŞTAN, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı —MULTİ VEKTÖREL ANKRAJ SİSTEMİ İLE UYGULANAN ORTODONTİK KUVVETLERİN DİŞLERDE OLUŞTURDUĞU YER DEĞİŞİKLİĞİ VE STRES DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

**Tez Danışmanı :** **Dr. Öğr. Üyesi Berza YILMAZ** .....  
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

**Jüri Üyeleri :** **Prof. Dr. Nejat ERVERDİ** .....  
Okan Üniversitesi

**Prof. Dr. Gökmen KURT** .....  
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

**Dr. Öğr. Üyesi Sanaz SADRY** .....  
İstanbul Aydın Üniversitesi

**Dr. Öğr. Üyesi Elif Dilara ŞEKER** .....  
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

**Teslim Tarihi** :  
**Savunma Tarihi** : 17/07/2020



*Rana ve Defne'ye*

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim ve tez hazırlama dönemim içersinde mesleki kazanım ve tecrübelerini hiç esirgemeyen, her konuda hoşgörüsü ve destediğini yanımda hissettiğim saygıdeğer danışman hocam Dr. Öğretim Üyesi Berza YILMAZ'a,

Klinik deneyim ve birikimini bizlerden eksik etmeyen ve özverili çalışmaları ile bizlere örnek olan Anabilim Dalı Başkanı hocamız sayın Prof. Dr. Gökmen KURT'a, Yılların akademik ve klinik birikimlerini büyük bir anlayış ve sabır ile bizlerle paylaşan, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum saygıdeğer Prof. Dr. Nazan KÜÇÜKKELEŞ'e,

Sabrı ve anlayışı ile her zaman beni destekleyen, hayatım boyunca her konuda ilgi ve sevgisini hissettiğim, hayatı paylaşmaktan mutluluk duyduğum meslektaşım ve hayat arkadaşım saygıdeğer Dt. Ali İlker BAŞTAN'a,

Her zaman yanımda olduklarını hissettiğim, koşulsuz desteklerini esirgemeyen başta abim Talip KURİŞ olmak üzere tüm canım aileme,

En içten sevgi ve saygılarımla teşekkür ederim.

Temmuz 2020

Esma KURİŞ BAŞTAN  
Diş Hekimi

## 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 olmadığını beyan ederim.

Dt. Esmâ KURİŞ BAŞTAN

İmza

## İÇİNDEKİLER

### Sayfa

<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>iv</b>
<b>BEYAN</b> .....	<b>v</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>vi</b>
<b>KISALTMALAR</b> .....	<b>ix</b>
<b>SEMBOLLER</b> .....	<b>x</b>
<b>TABLO LİSTESİ</b> .....	<b>xi</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>xiii</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>xvii</b>
<b>SUMMARY</b> .....	<b>xix</b>
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>4</b>
2.1 Ortodontik Diş Hareketi .....	4
2.1.1 Kuvvet .....	5
2.1.2 Direnç merkezi, rotasyon merkezi.....	7
2.1.3 Diş hareketleri .....	7
2.2 Kanin distalizasyonu.....	8
2.2.1 Sürtünmesiz sistem.....	9
2.2.2 Sürtünmeli sistem .....	11
2.3 İntrüzyon .....	13
2.4 Ankraj Tanımı ve Sınıflaması.....	15
2.4.1 Ankraj alınan bölgeye göre ankraj sınıflaması .....	18
2.4.2 Uygulanan çeneye göre .....	18
2.4.3 Ankraj ünitesinin sayısına göre .....	18
2.4.4 Çekim boşluğuna göre.....	18
2.4.5 Ankraj alınan ünitenin yapısına göre.....	19
2.5 Ortodontide Ankraj Amaçlı Mini Plak Kullanımı .....	23
2.5.1 Mini plakların özellikleri ve tipleri .....	24
2.5.2 Mini plakların avantajları ve dezavantajları .....	26
2.5.3 Mini plakların kullanım endikasyonları .....	27
2.5.4 Mini plakların kullanım kontraendikasyonları .....	29
2.5.5 Mini plak stabilitesini etkileyen faktörler.....	29
2.6 Tez çalışması için tasarlanan —Multi Vektörel Ankrajlı isimli mini plak .....	33
2.6.1 MVA sistemi kit içerikleri.....	38
2.7 Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	43
2.7.1 Sonlu elemanlar analizinin avantajları .....	48
2.7.2 Sonlu elemanlar analizinin dezavantajları .....	48

2.7.3 Sonlu elemanlar analizi ile ilgili temel kavramlar.....	48
2.7.3.1 Kuvvet .....	48
2.7.3.2 Homojen cisim .....	49
2.7.3.3 Eleman (element) ve düğüm noktası (node).....	49
2.7.3.4 Geometri ve katı modelleme .....	49
2.7.3.5 Ağ Yapısı (mesh) oluşturma.....	50
2.7.3.6 Sınır şartları (boundary conditions).....	50
2.7.3.7 Gerilme (stress) ve gerinim (strain).....	50
2.7.3.8 Asal gerilmeler (principle stress) .....	51
2.7.3.9 Von Mises gerilmesi (von Mises stress).....	52
2.7.3.10 Elastiklik-viskoelastiklik .....	52
2.7.3.11 Elastiklik modülü (Young modülü).....	53
2.7.3.12 Poisson oranı (Poisson's ratio) .....	53
2.7.3.13 İzotropi ve anizotropi .....	53
2.8 Konu ile İlgili Yapılmış Benzer Çalışmalar .....	53
2.8.1 Modifiye edilmiş mini plak uygulamalarına örnek çalışmalar .....	55
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>59</b>
3.1 Geometrik Modelleme İçin Kullanılan Gereçler .....	60
3.1.1 Üst çene kemiğinin modellenmesi.....	60
3.1.2 Sabit ortodontik aygıtların modellenmesi.....	63
3.1.3 Molar intrüzyonu modeline MVA'nın uygulanması.....	73
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>79</b>
4.1 Birinci Modelden Elde Edilen Bulgular .....	80
4.1.1 MVAA'nın 0°'deki konumu .....	80
4.1.1.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri .....	80
4.1.1.2 Gerilme değerleri.....	84
4.1.2. MVAA'nın 90°'deki konumu .....	86
4.1.2.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri .....	86
4.1.2.2. Gerilme Değerleri.....	90
4.1.3 MVAA'nın 180°'deki konumu .....	92
4.1.3.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri .....	92
4.1.3.2 Gerilme değerleri.....	96
4.1.4 MVAA'nın 225°'deki konumu .....	98
4.1.4.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri .....	98
4.1.4.2 Gerilme değerleri.....	102
4.1.5 MVAA'nın 270°'deki konumu .....	104
4.1.5.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri .....	105
4.1.5.2 Gerilme değerleri.....	108
4.1.6 MVAA'nın 315°'deki konumu .....	110
4.1.6.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri .....	111
4.1.6.2 Gerilme değerleri.....	114
4.2 İkinci Modelden Elde Edilen Bulgular .....	116
4.2.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri .....	116
4.2.2 Gerilme değerleri.....	120
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>124</b>
5.1 Metod ve Materyalin Tartışılması .....	124
5.2 Bulguların Tartışılması .....	136
5.2.1 Distalizasyon hareketi ile elde edilen bulguların tartışılması .....	136
5.2.2 İntrüzyon hareketi ile elde edilen bulguların tartışılması .....	144

<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....</b>	<b>149</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>152</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>175</b>



## KISALTMALAR

<b>DICOM</b>	: Digital Imaging and Communications in Medicine
<b>DOF</b>	: Serbestlik Derecesi (Degree of Freedom)
<b>DVT</b>	: Dental Volümetrik Tomografi
<b>FEM</b>	: Sonlu Elemanlar Metodu
<b>GPa</b>	: Gigapaskal
<b>gr</b>	: Gram
<b>gmm</b>	: Gram-milimetre
<b>HU</b>	: Hounsfield Unit
<b>in</b>	: İnç
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>MVA</b>	: Multi Vektörel Ankraj
<b>MVAA</b>	: Multi Vektörel Ankraj Abutment
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>Ni-Ti</b>	: Nikel-Titanyum
<b>PDL</b>	: Periodontal Ligament
<b>TPA</b>	: Transpalatal Ark
<b>3D</b>	: Üç boyutlu

## SEMBOLLER

<b>mm<sup>2</sup></b>	: Milimetrekare
<b>N</b>	: Newton
<b>N/mm<sup>2</sup></b>	: Newton/ milimetrekare
<b>°</b>	: Derece



## TABLO LİSTESİ

### Sayfa

<b>Tablo 3.1</b> : Analizler için baz alınan HU değerleri.....	61
<b>Tablo 3.2</b> : Çalışmamızda kullanılan eleman ve düğüm sayısı .....	76
<b>Tablo 3.3</b> : Modellenen materyallerin elastikiyet modülü ve Poisson oranı. ....	77
<b>Tablo 4.1</b> : MVAA'nın 0°deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgesindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları. ....	81
<b>Tablo 4.2</b> : MVAA'nın 0°deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları. ....	81
<b>Tablo 4.3</b> : MVAA'nın 90°deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgesindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları. ....	87
<b>Tablo 4.4</b> : MVAA'nın 90°deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları. ....	87
<b>Tablo 4.5</b> : MVAA'nın 180°deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgesindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları. ....	93
<b>Tablo 4.6</b> : MVAA'nın 180°deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları. ....	93
<b>Tablo 4.7</b> : MVAA'nın 225°deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgesindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları. ....	99
<b>Tablo 4.8</b> : MVAA'nın 225°deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları. ....	99
<b>Tablo 4.9</b> : MVAA'nın 270°deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgesindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları. ....	105
<b>Tablo 4.10</b> : MVAA'nın 270°deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları. ....	105
<b>Tablo 4.11</b> : MVAA'nın 315°deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgesindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları. ....	111
<b>Tablo 4.12</b> : MVAA'nın 315°deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları. ....	111

<b>Tablo 4.13</b> : Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90°'lerde santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgelerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları .....	117
<b>Tablo 4.14</b> : Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90°'lerde santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarının yer değiştirme miktarları. ....	117
<b>Tablo 4.15</b> : MVAA'nın farklı açı konumlarında kanin dişinin x eksenindeki yer değiştirme değerleri tablosu .....	122
<b>Tablo 4.16</b> : MVAA'nın farklı açı konumlarında kanin dişinin y eksenindeki yer değiştirme değerleri tablosu .....	123
<b>Tablo 4.17</b> : MVAA'nın farklı açı konumlarında kanin dişinin z eksenindeki yer değiştirme değerleri tablosu .....	123



## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1	: Fiksasyon vida sistemi: (a) Kilitli vida (b) Kilitli vida (Novastep® Inc. NY, ABD) .....	25
Şekil 2.2	: MVA teknik çizimini: (a) Yan görünüm (b) Alt kenar görünüm.....	34
Şekil 2.3	: MVA plak sistemi .....	35
Şekil 2.4	: MVA plak sistemi (MVAA olmadan).....	35
Şekil 2.5	: MVAA'nın : (a) Yan kenar (b) Üst yüzey (c) Alt yüzey görüntüsü. ....	36
Şekil 2.6	: MVA ünitesinin: (a) Yerleştirilmemiş iyileşme başlığı (b) Yerleştirilmiş iyileşme başlığı (c) Yerleştirilmiş iyileşme başlığının kesit görüntüsü.	37
Şekil 2.7	: Lans frez.....	39
Şekil 2.8	: Farklı boyutlardaki Heks anahtarları.....	39
Şekil 2.9	: MVA mini plak sisteminin farklı tasarımları: (a) Y şeklinde (b) T şeklinde (c) T-attached şeklinde (d) H şeklinde (e) L-angled şeklinde (f) L-retromolar şeklinde (g) MVAA ünitesinin yandan görünümü (h) MVAA ünitesinin üstten görünümü.....	43
Şekil 2.10	: Gerilim ölçer analiz yöntemi: (a) Strain Gauge (b) Kuvvet uygulanan cismin gerilim ölçer analiz yöntemi incelenmesi.....	44
Şekil 2.11	: Holografik interferometre analiz yöntemine ait örnek.....	45
Şekil 2.12	: Saydam materyallerin fotoelastik özelliğine ait örnek.....	46
Şekil 2.13	: Kırılma vernikle kaplama yöntemine ait örnek.....	46
Şekil 2.14	: Sonlu elemanlar yönteminde eleman şekilleri.....	49
Şekil 2.15	: SAS mini plak sistemi.....	56
Şekil 2.16	: Multipurpose implant.....	56
Şekil 2.17	: Leibinger mini plak.....	57
Şekil 2.18	: C-Tube mini plak.....	57
Şekil 2.19	: Bollard mini plak.....	57
Şekil 2.20	: TEB mini plak.....	58
Şekil 2.21	: Stryker mini plak.....	58
Şekil 3.1	: Activity 880 optik tarayıcı.....	59
Şekil 3.2	: Kesitlerin 3D-DOCTOR programına aktarılması.....	61
Şekil 3.3	: Farklı dokuların ayrıştırılması.....	62
Şekil 3.4	: Dişlerin modellenmesi.....	62
Şekil 3.5	: Periodontal ligamentlerin modellenmesi.....	63
Şekil 3.6	: Braket ve tüplerin modellenmesi.....	64
Şekil 3.7	: Araştırmada kullanılan sheath ve transpalatal ark modellenmesi.....	64
Şekil 3.8	: 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik ark modellenmesi.....	64
Şekil 3.9	: Braket, tüp ve çelik ve ark modellenmesi.....	64
Şekil 3.10	: Braket, tüp ve ark modellerinin diş modeli üzerine uygulanması.....	65
Şekil 3.11	: Sabit ortodontik tedavi sistemini içeren modelleme.....	65
Şekil 3.12	: MVA'nın Siemens NX 12 programı ile dizaynı.....	66
Şekil 3.13	: MVA modellenmesi.....	66

<b>Şekil 3.14</b>	: Fiksasyon vidalarının modellenmesi.....	67
<b>Şekil 3.15</b>	: MVA ve fiksasyon vidalarının modellenmesi.....	67
<b>Şekil 3.16</b>	: Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 0°deki konumu: (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü.....	68
<b>Şekil 3.17</b>	: Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 90°deki konumu: (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü.....	69
<b>Şekil 3.18</b>	: Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 180°deki konumu: (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü.....	70
<b>Şekil 3.19</b>	: Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 225°deki konumu: (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü.....	71
<b>Şekil 3.20</b>	: Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 270°deki konumu: (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü.....	72
<b>Şekil 3.21</b>	: Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 315°deki konumu: (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü.....	73
<b>Şekil 3.22</b>	: Molarların intrüzyonunda MVAA'ların 0° ve 90°deki konumlarıdaki (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü ve (c) TPA görüntüsü.....	75
<b>Şekil 3.23</b>	: Ay yapısı ile matematiksel model oluşturulması.....	75
<b>Şekil 3.24</b>	: Eleman nod sayısı ve şekilleri.....	76
<b>Şekil 3.25</b>	: Sınır koşulu tanımlamaları.....	78
<b>Şekil 4.1</b>	: Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 0°deki konumu.....	80
<b>Şekil 4.2</b>	: MVAA 0°de konumlu iken distalizasyonda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları.....	82
<b>Şekil 4.3</b>	: MVAA 0°de konumlu iken distalizasyonda dişlerin x ekseninde yer değiştirme miktarları.....	82
<b>Şekil 4.4</b>	: MVAA 0°de konumlu iken distalizasyonda dişlerin y ekseninde yer değiştirme miktarları.....	83
<b>Şekil 4.5</b>	: MVAA 0°de konumlu iken distalizasyonda dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları.....	84
<b>Şekil 4.6</b>	: MVAA 0°de konumlu iken distalizasyonda dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal.....	85
<b>Şekil 4.7</b>	: MVAA 0°de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının von Mises gerilme değerleri.....	85
<b>Şekil 4.8</b>	: MVAA 0°de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının çevre kemik dokularda meydana getirdiği von Mises gerilme değerleri.....	86
<b>Şekil 4.9</b>	: Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 90°deki konumu.....	86
<b>Şekil 4.10</b>	: MVAA 90°de konumlu iken distalizasyonda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları.....	88
<b>Şekil 4.11</b>	: MVAA 90°de konumlu iken distalizasyonda dişlerin x ekseninde yer değiştirme miktarları.....	88
<b>Şekil 4.12</b>	: MVAA 90°de konumlu iken distalizasyonda dişlerin y ekseninde yer değiştirme miktarları.....	89
<b>Şekil 4.13</b>	: MVAA 90°de konumlu iken distalizasyonda dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları.....	90
<b>Şekil 4.14</b>	: MVAA 90°de konumlu iken distalizasyonda dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal.....	91
<b>Şekil 4.15</b>	: MVAA 90°de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının von Mises gerilme değerleri.....	91

<b>Şekil 4.16</b> : MVAA 90°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının çevre kemik dokularda meydana getirdiği von Mises gerilme değerleri. ....	92
<b>Şekil 4.17</b> : Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 180°'deki konumu. ....	92
<b>Şekil 4.18</b> : MVAA 180°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları. ....	94
<b>Şekil 4.19</b> : MVAA 180°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin x ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	94
<b>Şekil 4.20</b> : MVAA 180°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin y ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	95
<b>Şekil 4.21</b> : MVAA 180°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	96
<b>Şekil 4.22</b> : MVAA 180°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal. ....	97
<b>Şekil 4.23</b> : MVAA 180°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının von Mises gerilme değerleri. ....	97
<b>Şekil 4.24</b> : MVAA 180°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının çevre kemik dokularda meydana getirdiği von Mises gerilme değerleri. ....	98
<b>Şekil 4.25</b> : Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 225°'deki konumu. ....	98
<b>Şekil 4.26</b> : MVAA 225°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları. ....	100
<b>Şekil 4.27</b> : MVAA 225°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin x ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	100
<b>Şekil 4.28</b> : MVAA 225°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin y ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	101
<b>Şekil 4.29</b> : MVAA 225°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	102
<b>Şekil 4.30</b> : MVAA 225°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal. ....	103
<b>Şekil 4.31</b> : MVAA 225°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının von Mises gerilme değerleri. ....	103
<b>Şekil 4.32</b> : MVAA 225°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının çevre kemik dokularda meydana getirdiği von Mises gerilme değerleri. ....	104
<b>Şekil 4.33</b> : Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 270°'deki konumu. ....	104
<b>Şekil 4.34</b> : MVAA 270°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları. ....	106
<b>Şekil 4.35</b> : MVAA 270°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin x ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	106
<b>Şekil 4.36</b> : MVAA 270°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin y ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	107
<b>Şekil 4.37</b> : MVAA 270°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	108
<b>Şekil 4.38</b> : MVAA 270°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal. ....	109
<b>Şekil 4.39</b> : MVAA 270°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının von Mises gerilme değerleri. ....	109

<b>Şekil 4.40</b> : MVAA 270°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının çevre kemik dokularda meydana getirdiği von Mises gerilme değerleri. .....	110
<b>Şekil 4.41</b> : Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 315°'deki konumu. ....	110
<b>Şekil 4.42</b> : MVAA 315°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları. ....	112
<b>Şekil 4.43</b> : MVAA 315°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin x ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	112
<b>Şekil 4.44</b> : MVAA 315°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin y ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	113
<b>Şekil 4.45</b> : MVAA 315°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	113
<b>Şekil 4.46</b> : MVAA 315°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal.....	114
<b>Şekil 4.47</b> : MVAA 315°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının von Mises gerilme değerleri.....	115
<b>Şekil 4.48</b> : MVAA 315°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının çevre kemik dokularda meydana getirdiği von Mises gerilme değerleri. .....	115
<b>Şekil 4.49</b> : Molarların intrüzyonunda MVAA'ların 0° ve 90°'deki konumları. ...	116
<b>Şekil 4.50</b> : Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90°'konumlarında dişlerin toplam yer değiştirme miktarları.....	118
<b>Şekil 4.51</b> : Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90°'konumlarında dişlerin x ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	118
<b>Şekil 4.52</b> : Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90°'konumlarında dişlerin y ekseninde yer değiştirme miktarları. ....	119
<b>Şekil 4.53</b> : Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90°'konumlarında dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları: (a) Bukkal (b)Palatinal.....	120
<b>Şekil 4.54</b> : Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90°'konumlarında dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal.....	121
<b>Şekil 4.55</b> : Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90°'konumlarında fiksasyon vidalarına ait von Mises gerilme değerleri. .....	121
<b>Şekil 4.56</b> : Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90°'konumlarında fiksasyon vidaların çevre kemik dokularında oluşturduğu von Mises gerilme değerleri.....	122

# MULTİ VEKTÖREL ANKRAJ SİSTEMİ İLE UYGULANAN ORTODONTİK KUVVETLERİN DİŞLERDE OLUŞTURDUĞU YER DEĞİŞİKLİĞİ VE STRES DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU MODELLEME VE SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

## ÖZET

Ortodontide tedavi planına göre belirlenen ankraj kontrolü en önemli başarı kriterlerinden bir tanesidir. Uzun yıllardır ankraj amaçlı kullanılması önerilen geleneksel yöntemlerin (Örn: *Headgear*, *Nance*, *Transpalatal ark*) laboratuvar aşamalarının bulunması ve hasta kooperasyonu gerektirmesi gibi bazı dezavantajları bulunmaktadır. Günümüzde ankraj kontrolü için geçici iskeletsel üniteler alternatif bir metod olarak klinisyenlerin dikkatini çekmektedir. İskeletsel ankraj üniteleri arasında mini plakların; daha ağır kuvvetlere dayanabilmeleri, yerleştirildikleri bölgenin güvenli anatomik komşuluklarda olması, stabilitelelerinin özellikle diğer iskeletsel ankraj ünitesi olan mini vidalara göre oldukça yüksek olması ve karmaşık ortodontik problemlere sundukları çözümler nedeniyle ortodontik amaçlı kullanımları ön plana çıkmaktadır.

Çeşitli şekil ve tasarımdaki ortodontik mini plaklar, araştırmacıların ve klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur. Mini plaklar, genel olarak kortikal kemiğe fiksasyon vidaları ile sabitlenen plak kısmı ve ortodontik kuvvet veren aparatların asılmasını sağlayan ağız içi kısımdan oluşmaktadırlar. Yüksek kemik içi stabilizasyon oranlarına rağmen, ağız içi parçasının dokudan çıkış bölgelerinde yumuşak doku irritasyonuna sebep olması, kuvvet uygulayıcı aparatların mini plağa bağlanmasının zor olması, tedavi hedefine göre değiştirilmesi gereken kuvvet uygulama noktasının kolaylıkla taşınamaması gibi dezavantajlarının giderilmesi için bu tez çalışmasında yeni bir mini plak tasarımı yapılmıştır.

Yeni tasarlanan mini plakta, ağız içi kısma açılan bölgede kullanılan iyileşme başlıkları vasıtasıyla yumuşak doku şekillendirilmesi yapılmıştır. Kuvvet yükleme sırasında bu başlıklar çıkarılarak, 360° dönebilen ve üzerinde kuvvet aktarıcılarının asılmasını sağlayan delik ve buton bulunan kol ünitesi plak üzerine internal vida ile sabitlenmektedir. İhtiyaç duyulan diş hareketi tipine göre kuvvet etki çizgisi, kendi etrafında dönebilen kollar tarafından değiştirilebilmektedir. İyileşme başlıkları ile yumuşak dokunun şekillendirilmesi sağlandığı için, mini plak fiksasyon vidalarının kaybedilmesine neden olan çevre doku irritasyonunun engellenebileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda yeni tasarlanan mini plaktan uygulanan kuvvetlerin dişler üzerinde yer değiştirme ve gerilme dağılımları, üç boyutlu modelleme ve sonlu eleman analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Tüm bu hedefler doğrultusunda, dijital ortamda oluşturulan üç boyutlu birinci model üzerindeki kanin dişine üst premolar çekimli bir senaryoya uygun şekilde; 0°, 90°, 180°, 225°, 270°, 315° farklı açı derecelerine sahip koldan 150'şer gram (gr)'lık distalizasyon kuvvetleri verilmiştir.

İkinci modelde ise 0° ve 90°'lik açlandırılmış abutment kollarından ark teline dikey yönlü 100'er gr'lık, toplamda 200 gr intrüzyon kuvvetleri, ikinci premolar ve molar dişi ile birinci molar ve ikinci molar dişleri arasından uygulanmıştır.

Analiz sonuçlarına göre ilk modelde, en fazla kanin dişine ait distalizasyon miktarının 180° ve 225°'lik açılarda, en az ise 0° ve 90°'lik açılarda olduğu görülmüştür. Transversal düzlemde kanin dişinin en fazla dışarı doğru hareketinin 0° ve 90°'lik açılarda olduğu saptanmıştır. Kanin dişinin distalizasyon hareketi sırasında kuvvetin vertikal komponenti dolayısıyla oluşan intrüzyon hareketi en fazla 0 derecede ve sonra sırasıyla 90°, 270°, 315°, 225° ve 180°'lerde gerçekleştiği gözlemlenmiştir.

İkinci model üzerinde uygulanan intrüzyon kuvveti sonucunda en fazla intrüzyonun birinci molarda ve sonrasında ikinci molarda görülürken, bu dişlerin bukkale devrilme hareketleri de gözlenmiştir. Kanin ve premolar dişlerde de azalan miktarlarda intrüzyon ve bukkale devrilme hareketi oluşmuştur.

**Anahtar kelimeler;** İskeletsel ankraj, Mini plak, Sonlu elemanlar analizi, Kanin distalizasyonu, Molar intrüzyonu

# **EVALUATION OF DISPLACEMENT AND STRESS DISTRIBUTION ON THE TEETH BY THREE DIMENSIONAL MODELLING AND FINITE ELEMENT ANALYSIS METHOD OF ORTHODONTIC FORCES APPLIED BY MULTI-VECTORIAL ANCHORAGE (MVA) SYSTEM**

## **SUMMARY**

Anchorage control according to the treatment plan is one of the most important success criteria in orthodontics. Traditional methods (*eg: Headgear, Nance, Transpalatal arch*) that have been used for many years for anchorage purpose have some disadvantages, such as the need for laboratory steps and patient co-operation. More and more, temporary skeletal anchorage devices call attention of clinicians as an alternative method for anchorage control. Miniplates are able to withstand high orthodontic forces and they are placed in regions which are in safe anatomic neighborhood. Also, their stability is considerably higher than that of the other skeletal anchorage units such as mini-screws, and their usage for orthodontic purposes is worthwhile due to providing solutions for complex orthodontic problems.

Orthodontic miniplates in various shapes and designs are offered for the choice of researchers and clinicians. Miniplates are generally consist of a body part fixed in cortical bone fixed with screws and an intraoral part for applying the orthodontic forces. Despite the high success rates of intra-osseous stabilization, traditional miniplates have some disadvantages such as soft tissue irritation in the oral regions, difficulty in attaching the force applicators to the miniplate, and also difficulty in changing the force application point. In this thesis Project, a new miniplate has been designed to overcome all of these limitations.

Soft tissue around the intraoral part of the miniplate is managed and formed by a healing cap. These healing caps are replaced by an abutment named as multi-vectorial anchorage abutment during the loading of the force. The arm unit of newly designed miniplate has holes and a button for attaching the force applicators. This arm unit is able to turn around 360 degrees and is fixed on the miniplate by the means of internal screws. The line of force application can be changed easily by altering the angle of the arm, according to the desired type of the tooth movement. It is thought that peripheral tissue irritation, which leads to the loss of mini-plate fixation screws, can be prevented with healing caps providing better control of the soft tissues.

In our study, the stress distribution of the forces applied from the designed miniplates on the teeth and the resulting displacements were evaluated by Three-dimensional Modeling and Finite Element Analysis Method.

In the first three-dimensional model, first premolar extraction scenario was imitated and a 150 gr distalization force was applied to the canine with different angulations of the miniplate arm (0°, 90°, 180°, 225°, 270°, 315°).

In the second model, a total of 200 gr intrusive force was applied with 0 and 90 degrees angulated miniplate arms, vertically to the arch wire. The force was applied between the first premolar and the molar (100 gr) and between the first and second molars (100 gr).

According to the results of the analysis, the highest amount of canine distalisation was observed at 180° and 225° angulated arms and minimum movement was observed at 0° and 90° degrees. It has been determined that the maximum amount of canine expansion in the transversal plane occurs at 0° and 90° degrees angulation.

During the distalisation movement of the canine, the intrusive movement due to the vertical component of the applied force was observed maximum at 0 degree and then at 90°, 270°, 315°, 225° and 180° degrees, respectively.

As a result of the intrusion force applied on the second model; the highest value of intrusion movement was observed in the first molar and then in the second molar, additionally buccal tipping movements of these teeth occurred. Decreasing amounts of intrusion and tipping movements have occurred in the canine and premolar teeth.

**Keywords;** Skeletal anchorage, Miniplate, Finite element analysis, Canine distalization, Molar intrusion.

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tarihte çok eski zamanlardan beri ortodontistler, bir grup dişi hareket ettirebilmek için gerekli olan destek ünitesi ile ilgili sınırları ve zorlukları farketmişlerdir. Modern diş hekimliğinin kurucusu olarak kabul gören Fauchard, 1728’lerde genişletme arkının ilk adımını atmış; ideal şekilli rijit metal plağı dişlere ipek iplikler ile bağlayarak, çapraşık olan dentisyonu genişletmiş ve normal formuna getirmiştir [1]. Pierre-Joackim Lefoulon’dan ise çelik ark tellerinin spring etkisini kullanarak, ark ekspansiyonunu gerçekleştiren ilk diş hekimi olarak bahsedilmektedir [2]. Gunnell, 1822’de oksipital ankrajı kullanmıştır. Ancak tanımlamasını 1841 yıllarına kadar yapmamıştır. Daha sonra, oksipital ankraj Angle tarafından 1891 yıllarında geliştirilmiştir [3].

Desirabode, 1843 yılında uzun ve kuvvetli köklere sahip dişleri ankraj olarak kullanıp, diğer dişleri hareket ettirebileceğini rapor etmiştir [4]. 1887 yılında sabit (stationary) ankraj, 1891 yılında oklüzal ankraj E. H. Angle tarafından tanımlanmıştır [3].

Bugünün modern ortodonti bilimi, bu geleneksel ortodontik kavramlar ve araştırmalar üzerinden yapılan gelişmeler sonucu ortaya çıkmıştır. Bu tekniklerin pek çoğu temel biyolojik ve biyomekanik prensiplerle birleştirilerek modifiye edilmiştir.

Dental ankraj, istenilmeyen diş hareketine karşı olan dirençtir [5]. Ortodontik tedavi boyunca ankrajın iyi korunamaması, kontrol edilemeyen diş hareketine neden olarak istenilmeyen sonuçların oluşmasına sebebiyet verebilir. Bu yüzden ortodontik tedavinin başarısını etkileyen en önemli kriterlerden biri ankraj kontrolüdür.

Geleneksel olarak ekstraoral (headgear, protraksiyon headgear) ve intraoral aygıtlar ((transpalatal ark (TPA), Nance, elastikler)) ankrajı kuvvetlendirmek için kullanılır [6]. Ancak bu yöntemler dental ve iskeletsel durumu kritik ve kooperasyonu yeterli olmayan hastalarda yeterli ve etkin olmamaktadır [7]. Ortodontik kuvvet uygulanması sonucunda, çoğu zaman hareketi istenilmeyen ve ankraj olarak alınan dişlerde de yer değiştirme görülmektedir [8,9]. Bu yüzden, destek alınan dişlerin

hareketinin istenmediği absolut ankraj vakaları için modern ortodonti bilimi, yeni yöntemlerin arayışına yönelmiştir. Böylece geçici iskeletsel ankraj aygıtların kullanımını klinik uygulamalar arasında geniş yer bulmuştur.

İskeletsel ankraj aygıtlarında genel olarak kullanılan yöntemler; Palatal implantlar, mini implantlar, onplant, dental implantlar ve mini plaklardır [10]. Cerrahi mini plakların ortodonti alanında ankraj amacıyla ilk kullanımı 1985'te rapor edilmiştir [11]. Daha sonra absolut ankraj amacıyla kullanılmak üzere plak ve vida kısımları saf titanyumdan üretilmiş mini plaklar 1999 yılında geliştirilmiştir [12,13]. De Clerck tarafından zigoma ankrajları 2002 yılında rijit üniteler olarak tanıtılmıştır [14].

Mini plaklar diğer iskeletsel yöntemler ile kıyaslandığında daha iyi stabilizeye sahip yöntemler olarak tanımlanabilir [15,16]. Ortalama başarısızlık oranları mini plaklar için %7.3, palatal implantlar için %10.5 ve mini vidalar için %16.4 olarak rapor edilmektedir [15]. Mini vidaların kökler arasına yerleştirilmeleri ile istenilen diş hareketlerini engellemekle beraber diş köklerine zarar verebilme olasılığı, ataçmanların asıldığı bölgede yumuşak doku irritasyonlarına sebebiyet verebilmeleri [17,18], kuvvet uygulaması sırasında kemikle bağlantısının gevşeyebilmesi, kemik içersinde sürülerek önemli anatomik komşuluklara zarar verebilmesi gibi karşılaşılabilen komplikasyonlar, mini plaklar karşısındaki en büyük dezavantajlarıdır [19,20]. Diş hareketi ile değişen farklı kuvvet vektörlerinin kullanımını ancak mini vidaların kemik içersinden çıkartılarak tekrar yerleştirilmesi ile mümkün olmaktadır.

Mini plakların en büyük avantajı, dentoalveolar ve bazal kemik alanlarına yerleştirilebilir olmaları ve çeşitli diş hareket tipleri için mini plağın yerinin değişmesine gerek kalmamasıdır [21]. Mini plakların uzun süreli kullanımlarında, stabil ve biyolojik olarak uyumlu olduğu ispatlanmıştır [22]. Ancak mini plakların yerleştirilmesinden sonra kuvvet uygulamasına izin veren uzantılarının bükülememesi, aparey tasarımlarının kuvvet uygulamaya yönelik değiştirilme zorunluluğu ve kullanımlarının bittiği dönemde tekrar çıkartılmaları için ikinci bir cerrahi işlem gerekliliği dezavantajları arasında sıralanabilir. Cheng ve ark, mini plakların ankraj alınan dişlere engel olmayacak şekilde uzak bölgelerden uygulanarak hareket miktarını arttırdığını bildirmişlerdir. Ayrıca mini plakların yerleştirilmesi ve çıkartılmasının minimal invaziv cerrahi olduğu söylenmiş ve orta derecede post operatif rahatsızlık ve çok az risk meydana getirdiğini bildirmişlerdir

[23]. Cornelis ve ark. ise ortodontistler ve hastalar arasında yaptıkları anket çalışmasında, her iki grubun ortodontik tedavide mini plak kullanımı kabulünün iyi olduğunu belirtmişlerdir [24].

Mini plaklar hakkındaki bütün bilgilerin ışığı altında; bu aygıtların ortodontik tedaviye sunduğu mekanik avantajlarından büyük ölçüde faydalanabilmek ve sahip oldukları özellikleri geliştirebilmek için; birden fazla yönde kuvvet uygulamayı mümkün kılan, *Multi Vektörel Ankraj (MVA)* ismi verilen yeni bir plak dizayn edilmiştir. Bilindiği üzere, mini plaklar üzerine gelen homojen olmayan stresler, mini plağın stabilitesini etkilemektedir [25,26]. Multi Vektörel Ankraj sisteminin tasarımı kemik üzerine etkili homojen olmayan stresleri önleyecek şekilde planlanmıştır. Bu plağın en önemli özelliği, diş hareketi için gerekli kuvvet uygulama noktasının, mini plağın taşınmaksızın veya ilave bir ankraj sistemine ihtiyaç duyulmaksızın değiştirilebilmesidir. Özellikle diş hareketi ile azalan kuvvet vektörü, ilave flap operasyonu gerektirmeden plağın üzerine yerleştirilen hareketli abutment parçalar ile kolaylıkla değiştirilebilmektedir. Ankraj ünitesi olan kilitli fiksasyon vidaları, önemli anatomik bölgelerden uzakta, mukoza altındadır. İskeletsel ankrajın başarısındaki önemli kriterlerden biri iyi yumuşak doku düzenlemesidir. İyileşme başlığı sonrası takılan hareketli *Multi Vektörel Ankraj Abutment (MVAA)* parçalarının ikinci önemli avantajı; geleneksel mini plaklarda görülen yumuşak doku irritasyonlarını önleyecek tarzda oluşudur [27]. İlk defa MVA sistemi üzerinde uygulanması düşünülen multi vektörel abutmentin oktagonel bir yuvaya yerleştirilmesinin, yumuşak doku adaptasyonunu arttıracığı ve submukozal bakteri invazyonunu engelleyeceği düşünülmektedir.

Bu doktora tezi çalışmasında MVA'nın en önemli avantajı olan farklı açılardan uygulanabilen kuvvet vektörlerinin, dişlerde oluşturduğu yer değişikliği ve stres dağılımının tespit edilmesi amaçlanmaktadır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Ortodontik Diş Hareketi

Ortodontik diş hareketi mekanik uyaranlara karşı verilen bir biyolojik cevaptır [28]. Optimal seviyede uygulanan ortodontik kuvvetler dişlerde, periodontal ligamentte ve alveoler kemikte minimal hasar ile en hızlı şekilde diş hareketi meydana getirir [29].

Alveoler kemikte diş hareketi için gerekli bu değişiklikler, remodeling olayı ile gerçekleşmektedir. Remodeling; kemiğin periostal ve endostal yüzeyleri boyunca gerçekleşen apozisyon ve rezorbsiyon olaylarıdır. Alveoler yapının boyutundaki veya şeklindeki değişiklikler remodeling ile, yani bir dizi yapım-yıkım sonucu gerçekleşmektedir [30].

Her diş alveoler kemikten kollagen bağ dokusundan zengin 0.5 milimetre (mm) genişliğinde periodontal ligament ile ayrılır [31]. Kollajen fibriller, hücreler, kapiller, sinir fibrilleri ve doku sıvısı periodontal ligamenti meydana getirir. Periodontal ligament içindeki doku sıvısı çiğneme sonucu oluşan şok kuvvetlere karşı absorpsiyon görevi üstlenir [32]. Çiğneme sırasında oluşan kuvvetler, alveoler yapıda ve periodontal ligamentteki stres ve sıkışma dağılımını değiştirerek, kemikte bükülmeye ve dişlerde yer değiştirmeye neden olurlar [33]. Ortodontik kuvvetlerin periodontal ligamentte optimal seviyeden daha fazla etki ederek aşırı stres oluşumuna neden olduğu dokularda hasar, fonksiyon bozukluğu, beklenilmeyen estetik ve klinik sonuçlar meydana getirdiği bildirilmiştir [34]. Diş hareketleri üç biyolojik teori ile açıklanmaktadır [35].

*a. Piezoelektrik (Biyoelektrik) akım teorisi:* Düşük kuvvetler sonucu oluşan biyoelektriğin kemik metabolizmasında değişiklik meydana getirmesiyle diş hareketinin meydana gelmesidir. Piezoelektrik akım, ortodontik kuvvet sonucu doku sıvısındaki kristal yapılarda meydana gelen şekil değişikliği ile oluşur. Bu akımın etkisiyle elektronlar kristalin bir ucundan öteki ucuna yer değiştirir. Kemikte oluşan şekil değişikliği ile beraber, konkav yüzeylerde negatif elektrik yükü, konveks yüzeylerde ise pozitif elektrik yükü meydana gelmektedir. Kemik apozisyonu *negatif*

elektrik yükünün oluşmasıyla, kemik rezorpsiyonu ise *pozitif* elektrik yükü ile meydana gelmektedir [31,32,36].

*b. Basınç-gerilim teorisi:* Periodontal ligamentteki kan akımının değişmesi sonucu salgılanan kimyasal araçlar (sitokinler, prostokinler ve diğer kimyasal araçlar) ile kemik metabolizmasında meydana gelen hücresel değişiklikler, diş hareketini meydana getirmektedir. Sıkışma bölgesinde periodontal ligamette daralma ve kemikte rezorpsiyon olurken, diğer bölge olan gerilim bölgesinde periodontal ligamette genişlemeyle beraber kemik apozisyonu oluşmaktadır [31]. Bu teori Oppenheim, Sandstedt, and Schwarz tarafından savunulmuştur [37].

*c. Kan akımı teorisi (Akışkan dinamik teorisi):* Diş hareketi, periodontal ligamentteki sıvı yapısında meydana gelen değişiklikler sonucunda oluşur. Kuvvet ile beraber basıncın geldiği tarafta periodontal ligamette kan damarlarında sıkışma ve buna bağlı olarak da stenoz meydana gelmektedir. Diğer tarafta gerilime bağlı olarak kan damarları genişlemekte ve anevrizma oluşmaktadır. Bu biyolojik olaylar sonucunda gazlar hücreler arası sıvıya geçerek kemikte rezorpsiyon ve apozisyon olaylarının başlamasına sebebiyet verir [38,39].

### **2.1.1 Kuvvet**

Kuvvet, bir cismin uzayda yer değiştirmesine yada şeklinin değişmesine neden olan etki şeklinde tanımlanmıştır [40]. Kuvvet bir vektördür ve vektörel özellikler gösterir [6]. Doğrultu, yön, şiddet ve uygulama noktası gibi özelliklere sahiptir. Ortodontik kuvvetler şiddetlerine ve uygulama sürelerine göre sınıflandırılırlar:

*Şiddetlerine göre ortodontik kuvvetler;*

*Hafif Kuvvetler:* Optimum kuvvet; diş, çevre dokularda iatrojenik etki oluşturmadan en kısa zamanda istenilen pozisyona taşıyan en hafif kuvvettir [6]. 2 gr kadar küçük kuvvetin optimal kuvvet oluşturduğu gösterilmiştir [41].

Dişte direk kemik rezorpsiyonu başlatacak ve dokularda minimal hasara yol açacak düzeydeki kuvvetlerdir. Oppenheim ve Schwarz'a göre optimum ortodontik kuvvet 20-26g/cm<sup>2</sup> olan kılcak damar basıncını geçmemelidir. Diş hareketinin oluşması için her ne kadar hafif kuvvetlere yönelsek de ortodontik hareket için minimum 5 ila 10 g/cm<sup>2</sup> kuvvet gerekmektedir [42,43].

*Ağır Kuvvetler:* Periodontal ligamentin aşırı kuvvetler altında sıkışması sonucunda hyalinizasyon dokusunun meydana gelmesiyle indirek kemik rezorpsiyonuna neden olan kuvvetlerdir [44].

Direk ve indirek kemik rezorpsiyonları arasındaki en önemli fark, hareketin hızında ve ankraj dişler üzerindeki etkisidir. Uygulanan yüksek şiddetteki kuvvet, destek alınan dişlerde istenilmeyen hareketlere sebebiyet verebilir. Direk kemik rezorpsiyonunda, hareketi istenilen dişler üzerine optimum kuvvetler etki ettiği için belli hızda hareket oluşurken, destek alınan dişlerde hareket görülmez. Ancak indirek kemik rezorpsiyonunda hareketi istenilen dişlere ağır kuvvetler gelirken, ankraj olarak alınan dişlere optimum kuvvetler gelebileceği için bu dişlerin istenilmeyen hareketi görülebilir [40].

*Süresine göre kuvvetler;*

Dişlere kuvvet uygulanmasından sonra çevre dokularda yan etki görülmeksizin etkili biyolojik cevabın oluşması, kuvvet şiddetinin kapiller kan dolaşımını aşmaması ve devamlı olmasına bağlıdır.

Kuvvetin sürekliliği için kuvvet uygulayan aparatların düşük yük/esneme oranına (*yüksek çalışma oranı*) sahip olması gerekir. Bu oranı azaltabilmenin yolları;

1. Tel çapının azaltılması,
2. Braketler arası mesafenin arttırılması,
3. Loop ihtiva eden tellerin kullanılması,
4. Hafızalı tellerin kullanılması şeklindedir [40,41].

*Sürekli Kuvvetler;* dişin hareketi sırasında iki aktivasyon arasında kuvvet belli bir miktar azalabilir ancak hiçbir zaman sıfırlanmaz. Nikel-Titanyum (Ni-Ti) açıcı yaylar ile (open coil spring) bu tip kuvvetler uygulanmaktadır.

*Kesikli Kuvvetler;* kuvvet uygulandıktan sonra şiddeti sıfıra iner. Çevre dokular için optimum kuvvetin çok üzerinde olduğu için indirek kemik rezorpsiyonunu başlatır. İkinci aktivasyona kadar tamir olayı gerçekleşir. Buna örnek olarak hızlı genişletme vidaları verilebilir.

*Aralıklı Kuvvetler*; hasta ortodontik kuvveti veren apareyi çıkarması sonucu kuvvet sıfırlanır ancak tekrar aparey takıldığı zaman bıraktığı düzeyden kuvvet uygulamaya azalarak devam eder. Headgear kullanımı aralıklı kuvvete örnektir.

### **2.1.2 Direnç merkezi, rotasyon merkezi ve moment**

Ortodontik diş hareketi, rotasyon merkezi ve direnç merkezi tanımları ile ilişki içersindedir [45]. Dişin istenilen yöndeki hareketi, gerekli ortodontik kuvvetin, dişin direnç merkezi ile olan ilişkisi ile belirlenir.

Dişin paralel hareket yapması için gerekli olan bileşke kuvvetin, dişin uzun eksenini kestiği nokta, *direnç merkezidir*. Klinik olarak direnç merkezi ve braket arasındaki mesafe moment/kuvvet oranına bağlıdır ve dişin devrilme, kök hareketi miktarları bu oran üzerindeki değişimler ile gerçekleşmektedir. Bu noktanın tam olarak nerede olduğuna dair değişik görüşler mevcuttur. Bu nokta kök uzunluğuna ve morfolojisine, kök sayısına ve destek alveoler kemik yüksekliğine bağlıdır [6,46, 47]. Genel olarak yapılan analitik ve deneysel çalışmalar göstermiştir ki; bir dişin direnç merkezi tek köklü dişlerde kökün orta üçte birinde yer almaktadır [33,46,48]. Çok köklü dişlerde direnç merkezi bifurkasyon ve trifurkasyon bölgelerindedir [49].

Dişin dönme hareketini yaptığı hayali noktaya *dönme merkezi* denir. Bu noktanın konumu moment ve kuvvet oranına göre değişiklik gösterir [41]. Dişin paralel hareketinde bu nokta sonsuzda yer alır.

*Moment*: Kuvvetin şiddeti ile bu kuvvetin etki çizgisinden direnç merkezine indirilen dik mesafenin çarpımıdır [40]. Ortodontik kuvvetler dişlerin kuron seviyesinden uygulanırlar. Bu yüzden diş üzerine etki eden kuvvet bileşkesi, dişin direnç merkezinin uzağından geçer. Dişin direnç merkezinden geçmeyen kuvvetler dişte doğrusal hareketler oluşturmazlar. Böylece uygulanan kuvvet sonucu ortaya çıkan kuvvet dişin dönme merkezi etrafında rotasyon meydana getirir. Moment ölçümü gram.milimetre (g.mm) olarak ifade edilir. Uygulanan moment/kuvvet oranı dişin hareket tipini ve dönme merkezi noktasını belirler [41,50,51].

### **2.1.3 Diş hareketleri**

*a. Devrilme hareketi*: Dişin kuronunun kökten daha fazla yer değiştirmesidir. Hareketin dönme merkezi direnç merkezinin daha apikalindedir. Devrilme hareketi rotasyon merkezinin yerine göre kontrollü ve kontrolsüz olmak üzere ikiye ayrılır.

*Kontrolsüz devrilme;* hareketinde dönme merkezi dişin apeksi ile direnç merkezi arasındadır. Oluşan stres, diş kuru ve apeks etrafında düzensiz bir şekilde dağılım gösterir. Braket seviyesinden her yöne doğru uygulanan tüm kuvvetler bu harekete sebebiyet verirler. Örneğin yuvarlak bir tel üzerinde dişe kuvvet verildiğinde diş bu hareketi yapar. Buradaki kuvvet dişin hareketi için gerekli kuvvet iken, moment ise dişin ilk kontrolsüz devrilme hareketinden sonra oluşan kuvvet çiftinin oluşturduğu momenttir. Bu hareket tipinde moment/kuvvet oranı yaklaşık olarak 0:1 ile 0:5 arasında olduğu bildirilmiştir [50].

*Kontrollü devrilme;* hareketinde dönme merkezi kökün apeksindedir. Kuru hareketi istenirken, apeks yerinde tutulmaya çalışılır. Kuvvet uygulanan dişin kuru devrilirken, köke konumunu koruyan moment uygulanır. (Örneğin köşeli bir tele 3. düzen tork bükümlerinin verilmesi.) Moment/kuvvet oranı 7:1 oranındadır [50].

*b. Paralel hareket:* Dişin kuru ve kökü aynı yatay düzlemde ve aynı miktarda paralel hareket ettiğinde elde edilir. Rotasyon merkezi sonsuzdadır. Braket seviyesinde uygulanan kuvvet dişe devrilme hareketi uygularken, ark telinin braketin köşelerinde meydana getirdiği kuvvet çifti, hareketin paralel harekete dönüşmesine olanak verir. Kuvvet çifti dişin köküne, kuru hareketinin tersi yönünde moment uygular. Kontrollü devrilme hareketinden farkı kökün kuru paralel bir şekilde takip edebilmesi için uygulanan kuvvet çifti miktarının daha fazla olmalıdır. Paralel hareket istendiği durumlarda köşeli tele verilen 3. düzen bükümler artırılmalıdır. Bu moment /kuvvet oranı 10:1 dir.

*c. Dönme Hareketi :* Kuvvet uygulanan cisim, rotasyonunu direnç noktası etrafında gerçekleştiriyorsa, bu harekete saf dönme hareketi denilmektedir [41].

## **2.2 Kanin distalizasyonu**

Tedavi planlamasında kanin distalizasyonu hedeflenen bir vakada, ankraj planlamasının doğru şekilde gerçekleştirilmesi çok önemlidir. Kanin dişi dental ark üzerinde uzun bir mesafede hareket ettirilir [52]. Kanin dişlerinin hem anterior hem de posteriora dâhil olması, retraksiyon sırasında biyomekanik gereksinimler ve tedbirler gerektirir [53]. Bu dişlerin özellikle maksimum ankraj ihtiyacı duyulan vakalarda posterior dişlerin yerleri değişmeden retraksiyonlarının elde edilmesi fonksiyon, stabilite ve estetik açısından oldukça önemlidir [54].

Hareketli ve sabit apareylerle olmak üzere; ortodontik tedavilerde kanin distalizasyonu iki şekilde elde edilir.

Hareketli apareyler tutucu elemanlar, aktif elemanlar, akril plaktan oluşur. Aktif eleman olan zembereklerle kaninlere distalizasyon kuvveti uygulanabilir [31]. Bu kuvvet kuran bölgesinde tek noktadan uygulandığı için diş kontrolsüz devrilme hareketi yaptırır. Kontrolsüz devrilme en kolay ve hızlı gerçekleşen diş hareketidir. Bu yüzden bu apareyler hastaya uygulanırken dikkat edilmeli ve diş hareketine uygun vakalar seçilmelidir. Dişlerin eksen eğimleri hareketli apareyler tarafından elde edilen hareket yönüne uygun olmalıdır. Diş kontrolsüz devrilme hareketi yaptırıldıktan sonra uygun ve elverişli eksen eğimine kavuşacağı öngörülüyorsa hareketli apareylerin kullanım endikasyonları vardır. Tedavi başında distale doğru eksen eğimi gösteren kanin diş hareketli aparey ile distale doğru hareketi ile eksen eğimi daha fazla bozulabilir. Eksen eğimi kötü sonlandırılan dişlerde nüks oluşabilir. Ayrıca bu dişler etrafında periodontal sorunlar ortaya çıkabilir. Erken temas dolayısıyla temporomandibular eklem problemleri görülebilir. Bir veya birkaç diş ilgilendiren, çapraşıklık miktarı fazla olmayan çekimsiz tedavi edilebilecek hastalar hareketli apareylerin kullanımı için uygundur. Sagittal yönde iskeletsel Sınıf I, vertikal yönde normal ya da hipodiverjan eğilimli, transversal yönde morfolojik düzeyde iskeletsel sorunları olmayan vakalar hareketli apareylerin endikasyonlarını oluşturmaktadır [55].

Sabit apareylerle kanin retraksiyonu iki şekilde gerçekleştirilebilir [56].

#### 1. Sürtünmesiz Sistem

#### 2. Sürtüneli Sistem

Her iki teknik de maloklüzyonun tipine, hekimin tercihine ve yeteneğine bağlıdır [54]. Ancak önemli olan, tedavi amacına kısa zamanda, komplikasyon meydana getirmeden ve en etkili sonuç elde edebilecek şekilde ulaşmaktır. Avantaj ve dezavantajlarının iyi bilinmesi ve bunların doğru vaka seçimlerinde kullanılması durumunda, sürtüneli ve sürtünmesiz sistemlerin birbirlerine üstünlüğü yoktur.

#### **2.2.1 Sürtünmesiz sistem**

Bu sistemde kaninin retraksiyonu köşeli, bölümlü arklar ve looplar ile gerçekleşmektedir [31,57]. Diş ark teli boyunca değil, tel ile birlikte hareket eder.

*Bull Loop, Reverse Closing Loop, T loop, PG Retraction Spring, Hibrid Retraktör, Drum Spring* gibi çeşitli bükümler ve zemberekler bu sistemde aktif kuvvet uygulayıcılar olarak kullanılırlar [6,58,59].

Bükümlerin amacı, tellerin yük/esneme oranını düşürmektir. Bükümlerin kullanılması ile tellerin elastikiyet özellikleri artırılır ve böylece dişlere uzun çalışma aralığında ve daha fizyolojik sınırlar içinde kuvvet uygulanır [40]. Statik olarak önceden belirlenebilir bir mekanik sunar. Yük/esneme oranı düşük ve geniş çalışma aralığına sahip sistemlerdir.

Bu sistemde tel ile braket arasında sürtünme az olması nedeniyle bükümlerin meydana getirdiği uygun kuvvet ve moment oranı kontrol edilerek paralel hareket elde edilmesi sağlanır. Uygulanan kuvvet ile kök pozisyonunu kontrol etmek için kullanılan dengeleyici moment arasındaki oran, elde edilecek hareket tipini belirler. Bu oranın 1'den daha az olması kontrolsüz devrilme hareketinin oluşmasına sebep olur; oran arttıkça dönme merkezi direnç merkezinden uzaklaşır, kontrollü devrilme hareketi oluşur. Oranın 8-10 arasında olduğu durumlarda gövdesel hareket oluşurken; tork hareketinde bu oran 10'a yükselir [31].

Bu sistemde kesiciler bölgesinde sabit aygıtlar olmadığı için kesici dişlerde istenmeyen hareketlerin oluşmadığı ve hasta açısından daha kolay kabul edildiği bildirilmiştir [60]. Anterior bölgede çapraşıklığı olan ve kesici eksen eğimlerinin artmasının istenmediği olgularda başarıyla kullanılır.

Kaninlerin distalizasyonu, sürtünmeli sistemler ile ark boyunca yapıldığında, bölümlü arklara göre daha kontrollü hareket elde edilebileceği, ancak daha fazla sürtünme ve kilitlenme olacağı bildirilmiştir [61]. Spencer, *bull loop*'lar ile yaptığı çalışmada optimal moment/kuvvet oranının elde edilmesinin zor olduğunu ve genelde devrilme hareketi ile boşluk kapatıldığını bildirmiştir [62].

Loop bükümleri, hazır bükümlü teller kullanılmadığında hasta başında geçirilen zamanı arttırabilir. Looplar hastanın anatomik yapısına uygun bükülmediğinde, ağız içersinde yara oluşumuna ve hijyen açısından sakıncalı durumlar oluşmasına sebebiyet verebilir. Kanin distalizasyonunda gerekli önlemler alınmaz ise kolaylıkla hareket kontrolü kaybedilir ve rotasyonlar görülebilir. Hibrid retraktör ve Ni-Ti kapatici sarmal yay uygulanmış iki farklı distalizasyon yöntemlerinin karşılaştırıldıkları çalışmada, kanin dişlerinin rotasyon hareketinde gruplar arasında

anlamli bir fark bulunmadigini ve her iki yontemde de rotasyonlar goruldugu bildirilmistir [63].

Ricketts'in bioprogresif tedavi tekniğinde, utility arklar kanin distalizasyonu sırasında kullanilmistir. Keser dislerin ankrajı, molar ve premolarların ankrajından destek alınarak, bu dislerin vertikal kontrolu elde edilmiş olur. Molarlardaki 60 derecelik —anti-tipl ve kaninlerdeki 20 derecelik —anti-rotasyonl bükümleri ile hafif ve devamlı kuvvetlerde distalizasyon sağlanır [64].

Ziegler ve Ingervall, yaptıkları çalışmada 21 hastanın maksiller yarım çenesine bölümlü arklar (*P.G retraktörü*) ile diğer maksiller yarım çenesinde devamlı ark üzerinde elastikler ile kaninlerin distalizasyonunu gerçekleştirmişlerdir [65]. Bölümlü arklarda hem kaninin distalizasyon hareketinin hem de ankraj kaybının daha fazla görüldüğünü bildirmişlerdir

### **2.2.2 Sürtünmeli sistem**

Sürtünmeli sistemlerde dişler kuvvetin uygulanması ile düz bir ark teli üzerinde hareket ettirilir. Bu sistem ile yük/esneme oranı son derece düşük ve geri yaylanma özelliği gösteren düz teller vasıtasıyla eski loop bükümlerine tedavi sırasında ihtiyaç duyulmamaktadır [66].

Ortodonti literatüründe sürtünme ilk defa Stoner tarafından 1960 yılında tanıtılmıştır [57]. Temas halinde olan iki cismin birbiri üzerinde harekete zorlanması esnasında, temas yüzeyine teğet ve bu zorlanmaya zıt yönlü olarak ortaya çıkan direnç kuvvetine sürtünme kuvveti adı verilir [40]. Statik ve dinamik olmak üzere ikiye ayrılır [67]. Statik sürtünme, cismin hareketini başlatmak için gereken kuvvet miktarıdır. Dinamik sürtünme ise, cismin hareketi sırasında oluşur ve hareketin devam etmesi için yenilmesi gereken kuvvet miktarıdır. Ortodontide sürtünme ark teli boyunca pek çok noktada meydana gelir. Ortodontik tedavi sırasında tel ile braket arasında meydana gelen sürtünme hem statik hem de dinamik şekillerdedir. Kanin dişi tam ark teli boyunca kayarak ilerlerken, pek çok kez tekrarlanan devrilme ve dikleşme hareketlerine maruz kalarak yer değiştirir [68]. Bu yüzden ortodontik boşluk kapatma, dinamik sürtünmeden daha çok statik sürtünmeye bağlıdır [69].

Tüm ark boyunca gerçekleşen kanin distalizasyonu sırasında, sürtünmenin diş hareketini engelleyebileceğini ve bu yüzden distalizasyon hareketinde kuvvetin optimal düzeyde tutulması gerektiği bildirilmiştir [70].

Braket ve ark teli arasında oluşan sürtünmenin tahmin edilmesi zordur [71]. Sürtünme; braket tipi, ark teli, ligatürleme, kuvvetin uygulama şekli, tel ile braket arasındaki açı ve biyolojik faktörler gibi pek çok nedene bağlı olarak ortaya çıkar [72-74].

Sürtünmeli sistemlerde kontrolsüz devrilme hareketini engellemek için kalın ark tellerinin kullanılması gerekir. Diş uygulanan kuvvet ile devrilme hareketi meydana gelir ve ark teli braket slotunun iki köşesine temas eder. Bu temas sonucunda kökte, dişin devrilme yönünde bir moment meydana gelir. Diş bu moment kuvvetinin etkisiyle dikleşmeye başlar. Böylece dişte translasyon hareketi meydana gelir.

Kanın distalizasyonunda uygulanan kuvvet dişin direnç merkezinin önünden geçiyorsa diş distale ve palatinala doğru devrilir [75]. Uygulanan kuvvetin etki çizgisinin dişin direnç merkezine daha yakın geçirecek şekilde bir noktadan verilmesi dişteki devrilmeyi azaltarak sürtünme kuvvetini azaltır [41].

Kanın dişlerin retraksiyonu sırasında meydana gelen sürtünmenin ark teli ile braket oluşu arasındaki boşluğa ve braketlerin meziodistal genişliğine bağlı olduğu bildirilirken [76], Andreasen ve ark. braket genişliğinin sürtünmeyi etkilemediğini ve kalın tellerde ise daha fazla sürtünme meydana geldiğini bildirmiştir [77].

Kalın ve ince teller üzerinde distalizasyonun incelendiği çalışmada, diş hareket hızında kayda değer fark görülmediği, kalın telde daha az tipping oluştuğu bildirilmiştir [66].

İnce kesitli teller seviyeleme sırasında braket slotları içinden kolaylıkla kaydığı için daha az sürtünmeye neden olurlar. Düşük kesitli bir tel kullanıldığında tel katı dahi olsa devrilme miktarı fazla olur. Melling ve ark. iyi bir seviyelemenin sürtünmeyi azaltabilmek için gerekli olduğunu bildirmişlerdir [78]. Ancak paralel hareket istenen durumlarda kullanılan ark teli kesitinin kalınlığını attırmak yerinde olacaktır.

Dişlerde meydana gelen devrilme miktarı katılığı düşük olan tellerde daha fazla olur [79]. Tel kalınlığı değişmeyen farklı alaşımdaki teller karşılaştırıldığında, en az sürtünmenin paslanmaz çelik telde, en fazla sürtünmenin ise beta-titanyum telde olduğunu bildirilmiş ve bu sürtünme kuvvetleri arasındaki farkın yüzey pürüzlülüğünden kaynaklandığını belirtmişlerdir [40].

Tel ile braket arasındaki açı arttıkça sürtünme miktarı artar [40]. Nicolls ve arkadaşları, braket ile tel arasındaki açının artışıyla sürtünmenin fazla olduğunu rapor etmişlerdir [80].

Yüzey pürüzlülükleri en fazla olan teller sırasıyla; beta-titanyum, nikel titanyum, krom-kobalt, paslanmaz çeliktir. Pürüzlülükleri daha fazla olan teller aynı zamanda daha fazla sürtünme kuvveti oluştururlar [74, 79, 81]. Yuvarlak kesitli tellerin köşeli tellere kıyasla sürtünmeye daha az etkisi vardır [77].

Paslanmaz çelik braketlerde, sürtünmenin metal slotlu ve seramik slotlu seramik braketlere göre daha az olduğunu rapor edilmiştir [56]. Pürüzlü bir yapıya sahip olmaları nedeniyle seramik braketler en fazla sürtünme kuvvetine sahiptir [74]. Monocrystalline alümina braketler polycrystalline alümina braketlere oranla daha az pürüzlü bir yüzey gösterirler. Ancak gösterdikleri sürtünme kuvveti birbirine yakındır [82]. Ayrıca tel ligatürlerin elastik ligatürlere göre daha az sürtünmeye neden olduğu bildirilmiştir [40].

### 2.3 İntrüzyon

İntrüzyon, optimal kuvvetler ve iyi planlanmış mekanikler ile gerçekleştirilmesi gereken spesifik bir hareket tipidir. Bu hareket tipinin geleneksel mekanik yöntemler ile bazı dişler için klinikte elde edilmesi oldukça zor olabilmektedir. Modern iskeletsel ankraj sistemlerin ortaya çıkması ile intrüzyon hareketi klinikte başarılı bir şekilde her bölge için uygulanabilmektedir [83,84].

#### *a. Üst kesici dişlerin intrüzyonu ve artmış dişeti görünümünün azaltılması*

Üst ön dişlerin dudak seviyesine göre uzaması nedeniyle üst dişeti görünümü artar. Gülümseme ve konuşma fonksiyonları esnasında dişetleri daha fazla görünür hale gelir. Geleneksel olarak bu dişler intrüze edildiğinde büyük azı dışında distale devrilme ve ekstrüzyon gibi yan etkiler görülür. İskeletsel ankraj sistemleri ile bu yan etkilerden kaçarak üst kesici dişler kolaylıkla tedavi edilir [85].

Burnstone anterior dişlerin intrüzyonu için optimum kuvveti 20 gr olarak belirtirken [86], Gianelly ve Goldman hacimsel küçük dişlerin intrüzyonu için 15 ile 50 gr arasında kuvvet uygulanmasını önermişlerdir [87].

### *b. Supra oklüzyondaki molar dişlerin intrüzyonu*

Posterior dişlerin geleneksel ortodontik mekanikler ile intrüzyonu sırasında karşılaşılan en büyük sıkıntılardan bir tanesi, aynı anda anterior bölgede ekstrüzyonun görülmesidir [88]. Aşırı uzamış molar dişlerin protetik tedavi öncesi intrüzyonu günümüzde artık iskeletsel ankraj üniteleri ile güvenli bir şekilde yapılmaktadır.

Kalra ve arkadaşları, büyümesi devam eden çocuklarda molar intrüzyonu için diş başına 90 gr kuvvet önermiştir [89]. Melson ve Fiorelli erişkin hastalarda maksiller molarlarda intrüzyon hareketi elde edebilmek için her dişe 50'şer gr kuvvet uygulamıştır [90].

Posterior dişlerin kök yüzey alanı ve sayısı düşünüldüğünde, anterior dişler için uygulanan intrüzyon kuvvetinin iki veya üç katı olması gerektiği Park ve arkadaşları tarafından bildirilmiştir. Yaptıkları çalışmada posterior dişlerin intrüzyonu için 200 ile 300 gr arasında kuvvet uygulayarak, her ay 0.5 ile 1 mm aralığındaki intrüzyon miktarının herhangi bir kök rezorpsiyonu ve diş nekrozu oluşturmadan elde edildiğini bildirmişlerdir [91].

### *c. Anterior açık kapanışı olan vakalarda molar dişlerin gömülmesi*

Openbite (açık kapanış) tedavi edilmesi ve sonucun korunması en zor maloklüzyonlardan bir tanesidir [12]. Geleneksel ortodontik tedavi ile üst ve alt molarların intrüze edilmesi kolay olmamaktadır. İskeletsel ankraj sistemleri ile ortognatik cerrahi gerektiren şiddetli openbite vakalarında başarılı bir şekilde molarların intrüzyonu gerçekleştirilmektedir [92]. Anterior açık kapanış vakalarında ön yüz yüksekliğinin arttığı ve üst çene posterior segmentin vertikal olarak fazla büyüme gösterdiği vakalarda molar dişlerin intrüzyonu endikedir [93].

Molar dişlerin intrüzyonu için yüksek kuvvetler uygulanmalıdır. Özellikle bu dişlerin geniş kök yüzey alanları nedeniyle intrüzyon hareketinden anterior dişlere göre daha fazla etkilenir. Posterior intrüzyon mekaniklerinin bazı sınırlamaları vardır. Bu sınırlamalar;

1. Pratikte uygulanan kuvvetin dişin direnç merkezinden geçemeyeceği için bukkale devrilme hareketi meydana gelecektir.

2. İskeletsel ankrajın yerleştirileceği anatomik bölgelerin sınırlamaları nedeniyle zorluklar yaşanabilmektedir ve doğru kuvvet aktarımı her zaman mümkün olmayabilmektedir.

3. İntrüzyon hareketi sırasında tedavi başlangıcında optimal olan kuvvet, diş hareketi nedeniyle azalmaktadır. Kuvvetin belirli aralıklarla belirlenmesi gerekmektedir.

4. İntrüzyon sırasında molar dişlerin hareketleri, iskeletsel ankraj sistemleri tarafından engellenmemelidir.

İntrüzyon hareketi çeşitli yöntemlerle yapılabilmektedir.

1. TPA yerleştirildikten sonra molarlara intrüzyon hareketinin bukkal ve palatinal kuvvetlerle uygulanması,
2. Kuvvetin çift yönlü olarak molar dişin vestibül ve lingualinden TPA yerleştirilmeden uygulanması,
3. TPA yerleştirilmesi ve intrüziv kuvvetin moların vestibülünden uygulanması,
4. TPA kullanmadan bukkalden intrüziv kuvvetlerin verilmesidir.

Molar dişlerinin intrüzyon hareketinin verildiği yöne doğru devrilmesinin önlenmesi için TPA yerleştirilebilir. Palatinal mukozadan 5 mm uzakta yerleştirilmelidir [94].

Molar dişlerde istenilen intrüzyon hareketi gerçekleştirilirken ark formunun korunabilmesi için braket slotuna en kalın ark telinin takılması gerekir.

Paralel bir hareket ile intrüzyon hareketinin yapılabilmesi için palatinal ve bukkal yönlerden kuvvetin eşit verilmesi daha uygundur [95].

## 2.4 Ankraj Tanımı ve Sınıflaması

—Larousse Frenchl sözlüğüne göre; 15. yüzyıldan itibaren denizcilik terminolojisinde kullanılan ankraj terimi, 19. yüzyılda daha genel bir kavrama taşınarak —sabit bir noktadaki bağlantılı olarak tanımlanmıştır [96].

Ortodontik ankraj prensipleri 17. Yüzyılda tartışılmaya başlamakla beraber, ilk defa 1923' te Louis Ottofy tarafından açıkca tanımlaması yapılmıştır. Ottofy ankraj sınıflamasını *basit*, *sabit (stationary)*, *reciprokal*, *intraoral*, *intermaksiller* ve *ekstraoral* olarak özetlemiştir [97].

1923'lü yıllarda Daskalogiannakis, ankrajı istenilmeyen diş hareketine karşı olan direnç olarak tanımlamıştır [5].

Bu tarihten sonra, her yazar kendi sınıflandırmasını yapmıştır. Giannelly ve Goldman; maksimum, moderate ve minimum ankraj olarak ayırarak kuvvet uygulandığında aktif ve reaktif dişlerden hangisinin hareket ettiğini belirten prensibe göre sınıflandırmayı yapmışlardır [87].

Maecotte ve Burnstone, boşluk kapanmasında destek alınan ünitenin hareket miktarına göre A, B, C olarak ankraj sınıflandırmasını tanımlamışlardır [98].

Ankrajın planlanması ortodontik tedavinin en önemli safhasıdır ve ortodontide başarılı bir tedavi için en önemli faktörlerden bir tanesidir [15]. Ortodontik tedavi sırasında dişsel ankrajın kaybedilmesi istenilmeyen oklüzyonun elde edilmesine sebebiyet verebilir. Ortodontik tedavi sırasında ankraj kaybı; çapraşıklık miktarı, diş hareketi tipi (devrilme veya paralel hareket), hastanın yaşı, kök angulasyonu ve uzunluğu gibi multifaktöriyel nedenlere bağlıdır [99]. Kullanılacak ankraj istenilen diş hareketi tipine bağlıdır. Kontrolsüz devrilme hareketi basit bir şekilde elde edilirken, kök hareketi en zor elde edilen hareket tipidir.

Newton'un 3.yasasına göre her etkiye karşı mutlaka bir tepki vardır. Hareketi istenilen dişler ile destek alınan bölge yani ankraj ünitesi arasında eşit ancak zıt yönlü bir kuvvet söz konusudur. Ankraj bölgesinin hareketi istenmiyorsa, uygulanması gereken iki yöntem vardır [100];

a. Ankrajın arttırılması

b. Ankraj bölgesindeki tepki kuvvetinin ortadan kaldırılması veya azaltılması

Ankraj bölgesinin harekete karşı direncinin arttırılması için şu önlemler alınabilir;

*Splintleme:* Genelde 8 ligatür şeklinde kullanılmaktadır. Splintleme ile ancak mesio-distal ankraj sağlanmaktadır. Örneğin anterior dişler kanin kanin arası bağlandığında boşlukların geri açılması önlenmekte, ama retrüzyonuna engel olunamamaktadır. Bağlanan diş sayısı, dişlerin şekli, kök boyutu, dişlerin periodontal desteği ve sabit protez mevcudiyeti ankrajı etkilemektedir [101]. Gerekliğinde maksiller ve mandibular dişlerinin hepsi birbiri ile 8 ligatürü ile bağlanarak, diş kavisleri bir blok haline getirilebilir.

*Kortikal ankrajdan faydalanma:* Medullar kemik ile karşılaştırıldığında kortikal kemiğin ankraja karşı cevabı farklıdır. Rezorpsiyona karşı daha dayanıklıdır ve kök kortikal kemik ile karşılaştığında hareketi yavaşlar. Bazı yazarlar dişlerin kökleri kortikal kemik içine alarak mesial hareketin engellendiğini bildirmişlerdir [64]. Proffit ise dişin köklerinin medullar kemik dışına alınmasının teorik olarak mümkün olsa da bunun zor olduğunu, tork hareketlerinin fasial ve lingual kortikal kemik tarafından kısıtlandığını söylemektedir. Diş köklerinin kortikal kemiğe karşı hareketlerinde, hareketin yavaşlayacağını köklerde rezorpsiyon olayını başlatacağını bildirmiştir [31].

*Ankraj sağlayan bükümlerin (toe-in, tip-back bükümleri) uygulanması:* Ortodontik tedavilerde maksimum ankraj, ilave ankraj apareylerine gerek olmadan diferansiyel moment konseptlerinin kullanılmasıyla elde edilebilmektedir [102]. Ankraj sağlayan bükümler aynı zamanda çekim boşluklarına 1. Molarların tipping hareketini engellemek için de verilmektedir [64]. Minimum ankraj vakalarında kesici dişlerin ankraji arttırmak amacıyla bu dişler için lingual kök torku bükümleri yapılabilir [31].

*İntermaksiller ankrajin arttırılması:* Üst bukkal dişlerin ankrajinin arttırmak için Sınıf II elastikler, alt bukkal dişlerin ankrajinin arttırmak için Sınıf III elastikler kullanılabilir.

*Ağız dışı kuvvet uygulaması ile ankrajin arttırılması:* Servikal, oksipital, kraniyal ve fasiyal bölgelerinden destek alan apareyler ile (*okspital ve servikal headgear yüz maskesi vb*) ankrajin arttırılması özellikle maksimum ankraj vakalarında gerekmektedir. Ancak hasta kooperasyonunun sağlanamaması [103] ve potansiyel iatrojenik etkileri yüzünden [104], ağız dışı aygıtların kullanımı zorlaşmıştır.

Graber, ankraji;

1. Ankraj alınan bölgeye göre
2. Uygulanan çeneye göre
3. Ankraj ünitesinin sayısına göre
4. Çekim boşluğunun kullanımına göre
5. Ankraj alınan ünitenin yapısına göre sınıflandırmıştır [105].

#### **2.4.1 Ankraj alınan bölgeye göre ankraj sınıflaması**

*Intraoral:* Ağız içi ankraj yöntemlerinde ise dental kaymalara ve sapmalara neden olacak şekilde ankraj kayıplarından bahsedilmiştir [8, 9].

*Ekstraoral ankraj:* Ekstraoral ankraj için farklı tip aygıtlar kullanılmaktadır. Headgear, chin cup, yüz maskesi ve yüz arkı olarak çeşitli tipleri mevcuttur. Genellikle maksimum ankraj vakalarında ihtiyaç duyulur. Ancak erişkin ve ergen bireylerde estetik kaygı ve rahat olmaması nedeniyle kooperasyon sağlanamamaktadır [104, 106].

#### **2.4.2 Uygulanan çeneye göre**

*Intramaksiller ankraj:* aynı çenedeki dişlerin hareketine karşı olan dirençtir. Dişler ve alveol kemiği, bu direnci oluşturan unsurlardır. Alveol kemiğin direncini etkileyen faktörler ise kemiğin kompakt ve süngerimsi yapısı, kemik yoğunluğu, hastanın yaşı, kemikteki hücre sayısı ve ortodontik kuvvetin şiddetidir. Dişler arasındaki kontak nokta ilişkisi tüberkül ve fisürlerin anatomik özelliği, dişlerin antagonistleri ile yaptıkları oklüzyon diş hareketine karşı direnci etkileyen faktörlerdendir [100].

*Intermaksiller ankraj:* intermaksiller Sınıf II ve Sınıf III elastikler oblik veya vertikal intermaksiller ankraj amacıyla kullanılır. Hasta kooperasyonu gerektirir. Ayrıca birçok müteharik fonksiyonel aygıtlar ile *Herbst ve Jasper-jumper* gibi sabit aygıtlar, intermaksiller ankraj için ortodontik ve ortopedik amaçlı kullanılmaktadır [107].

#### **2.4.3 Ankraj ünitesinin sayısına göre**

*Tek Ankraj:* Ankraj ünitesi sadece bir dişi içeriyorsa kullanılan terimdir.

*Bileşik (Compound) Ankraj:* Ankraj ünitesi iki veya daha fazla dişi içeriyorsa kullanılan terimdir.

*Desteklenmiş (Reinforced) Ankraj:* Dental olmayan ankraj bölgelerinin ankraj ünitesine eklenmesidir. Ör: mukoza, kas, baş, boyun.

#### **2.4.4 Çekim boşluğuna göre**

Çekimli tedavilerde çekim boşlukları; posterior dişlerin mezializasyonu, anterior dişlerin distalizasyonu veya anterior posterior segmentin karşılıklı hareketinin planlanmasıyla kapatılmaktadır. Tedavi planlamasının seçimi; kullanılacak mekanik

teknik, aygıt dizaynı veya istenilen diş hareketine göre yapılır. Hareket tipine göre ankrajı dörde ayırabiliriz [100];

*Minimum Ankraj:* Bu ankraj tipinde çekim boşluklarının dörtte biri ön grup dişlerin posteriora doğru hareketi ile dörtte üçü ise arka grup dişlerin anteriora hareketiyle kapatılması yöntemine dayanır.

*Moderate ankraj:* Bu ankraj tipinde çekim boşluklarının yarısı ön grup dişlerin posteriora doğru hareketi ile yarısı ise arka grup dişlerin anteriora hareketiyle kapatılması yöntemine dayanır.

*Maksimum ankraj:* Bu ankraj tipinde çekim boşluklarının dörtte üçü ön grup dişlerin posteriora doğru hareketi ile dörtte biri ise arka grup dişlerin anteriora hareketiyle kapatılması yöntemine dayanır.

*İnfini (Absolut) Ankraj:* Çekim boşluğunun hepsinin anterior dişler tarafından kullanılması ve ankraj olarak alınan dişlerin hiç hareket etmemesidir. Geleneksel biyomekanik yöntemlerle elde etmek çok zordur [6]. Ekstraoral ankraj yada iskeletsel ankraj yöntemlerinden faydalanmak gerekir.

#### **2.4.5 Ankraj alınan ünitenin yapısına göre**

*Dişsel ankraj:* Bir veya birden fazla dişin ankraj desteği olarak kullanılmasıdır. Dişsel ankrajın artırılması amacıyla şu aygıtlar kullanılmaktadır;

- Gosgarian transpalatal ark,
- Ekspansiyon aygıtları; Quadhelix, bihelix,
- Distalizasyon aygıtları; pendulum,
- Nance aygıtı,
- Lingual ve palatinal ark

*Muskular ankraj:* Perioral kas dokusu güçlü olmakla birlikte esnek özelliğe sahiptir. Bu kas dokusunun oluşturduğu kuvvet ile diş hareketi sağlanabilmektedir. Sather ve arkadaşları mandibular kas ankraj apereyi (lip bumper) kullanımının ark uzunluğu ve formunun gelişiminde değişiklik oluşturabileceğini belirtmişlerdir [108].

*İskeletsel Ankraj:* Geçici iskeletsel ankraj aygıtları, modern ortodontide yeni bir yaklaşım meydana getirerek geleneksel yöntemlerle tedavi edilemeyecek durumlara alternatif bir çözüm sunmuştur [109].

Geçici ankraj, reaktif ünitedeki (hareketi istenilmeyen ünite) dişleri destekleyerek ortodontik ankrajı arttırmak veya kuvvetin direk dişler üzerine uygulanması amacıyla, kemik içeresine geçici bir süre için yerleştirilen çeşitli aygıtlardır [110]. Bu aygıtlar amaca ulaştıktan sonra kemik içersinden çıkartılır. Tek istisna ortodontik amacıyla kullanılan dental implantlardır ki, bu sistemler tedavi amacına ulaşıldıktan sonra çıkartılmayabilirler. Kemik içersine yerleştirilmeleri edilmeleri transsosteal, subperiostal veya endosteal şeklinde olur. Kemik içerisinde stabilizasyonları, mekanik (*kortikal bağlanma*) veya biyomekanik (*osteointegre bağlanma*) şekilde gerçekleşir [111]. Ortodontik tedavide geçici ankraj aygıtları dental implantlarla beraber infinite ankrajı (destek alınan dişlerde hareketin görülmemesi) mümkün hale getirmişlerdir [110].

1945 yılında Gainsforth, altı köpeğin ramusu üzerine yerleştirdiği vitallium vidalar ile ilk geçici ankraj aygıt fikrini literatürde belirtmiştir [112]. 140-200 gr arası kuvvet uygulayan elastikler, vida başından ve molar bandlarına bağlanmıştır. Sistem 0.040 inch'lik tel üzerinde kaninleri retrakte etmek üzere kuvvet immediate olarak verilmiştir. Bütün vidaların 16 ile 31 gün arasında kaybedildiği rapor edilmiştir [112].

Geçici iskeletsel ankraj aygıtları, 1983'te Creekmore ve Eklund tarafından derin kapanışı olan bir hastada uygulanarak ilk klinik rapor olarak bildirilmiştir [113]. Anterior nasal spina bölgesine üst kesici dişleri gömebilmek için vitallium vida yerleştirilmiştir. Daha sonra Jenner tarafından 1985 yılında geçici ankraj aygıtları kullanılmıştır [11].

İskeletsel ankraj aygıtları, ankiloz süt kaninlerin destek üniteleri olarak kullanımı fikriyle aynı anda ortaya atılıp, geliştirilmeye başlanmıştır [114]. Shapiro ve arkadaşları, ankiloz süt kaninlerini ortodontik ankraj amacıyla kullanmışlardır [115]. Çok az dentoalveoler hareket ile yılda 3 mm'lik bir maksiller ilerletme elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Kemik dokularıyla osteointegre olabilen implantların kullanımı ile devam edilmiştir. Ödman ve arkadaşları, 1988'de gömük maksiller kanin dişinin ekstrüzyonu için dental implantları kullandıklarını rapor etmişlerdir [111]. Van Roekel, mandibular kaninlerin lingual hareketi için, Roberts ve arkadaşları ise alt molarların mezial hareketi için osteoentegre implantları kullandıklarını belirtmişlerdir [116,117].

Smalley ve arkadaşları, 1998'de maymunlar üzerinde yaptığı bir deneyde osteointegre implantlar üzerine verdiği 600 gr'lık kuvvetler ile maksiller protraksiyon elde ettiklerini bildirmişlerdir [118].

Singer ve arkadaşları ise maksiller protraksiyon, zygomatik ark üzerine yerleştirdiği osteointegre implantlar ile gerçekleştirmiştir [119].

Midpalatal onplant sistemi maksiller protraksiyon için Hong ve ark. tarafından kullanılmıştır [120].

Ancak bu implantların yerleştirilmesi ve sökülmesinin zor olması, boyutlarının büyük olması, uygulanması için her zaman anatomik bölgenin uygun ve biyomekanik ihtiyacı karşılamaması, kuvvet yüklemesi için osteoentegrasyona ihtiyaç duyulması ve maliyetin yüksek olması gibi nedenlerle başka arayışlara geçilmiştir [121].

Bunu takiben ortodonti için özel üretilen cerrahi mini implant sistemlerine geçilmiştir [122,123]. Umemori ve ark. cerrahi plakları modifiye ederek molar intrüzyonu için ortodontik ankraj amacıyla kullanmışlardır [12]. Cheng, mini plakların ortodontik diş hareketi için kullanılabileceğini söylemiştir [23].

İlerleyen zamanda, implant destekli iskeletsel ankraj sistemleri farklı kullanım alanları bulmuştur. Hızlı genişletme vidası iskeletsel ankraj sistemleri ile birleştirilerek, maksillada diş eksikliğine rağmen üst çene genişletmesi elde edildiği bildirilmiştir [31].

Günümüzde kullanılan geçici ankraj üniteleri, biyouyumluluk ve biyolojik olarak sınıflandırılabilir. Her iki grup için kemiğe bağlanma şekilleri biyokimyasal (osteointegre) veya mekanik olabilir [124]. Örneğin ortodontik ankraj amaçlı kullanılan ankiloz bir diş biyolojik olarak kemikle bağlantı oluşturuyorken, diselerasyonlu bir diş kemiğe mekanik olarak bağlanır.

Geçici iskeletsel ankraj üniteleri kemik ile bağlanma şekillerine göre şöyle sınıflandırılır [124]:

- a. Mini plaklar
- b. Dental implantlar
- c. Palatal implantlar

- d. Retromolar implantlar
- e. Onplantlar
- f. Ankiloz dişler
- g. Mini implantlar
- h. Fiksasyon vidaları
- i. Fiksasyon telleri
- j. Dileserasyonlu dişler

Geçici iskeletsel ankrajlar iki şekilde kullanılmaktadır:

*Direk ankraj:* Ankraj ünitesinin mukoza üzerindeki açıkta olan (ekspoze) ataçman kısmından ankraj alınarak, kuvvetin *aktif* segment üzerine uygulanmasına denir [110].

*İndirek ankraj:* Ankraj ünitesinin mukoza üzerinde (ekspoze) olan kısmından ankraj alınarak kuvvetin aktif olmayan diş ve/veya diş gruplarını stabilize etmek amacıyla kullanılmasıdır [125]. İndirek ankrajda stabilize edilen destek diş sayısı arttıkça iskeletsel ankraj çevresindeki kemiğin stres miktarı azalır.

Geçici iskeletsel ankraj ünitelerinin en önemli üstünlükleri; hasta kooperasyonuna ihtiyaç duyulmaması, yüksek başarı oranlarına sahip olması, hasta tarafından iyi tolere edilebilmesidir [10].

Pek çok klinik rapor iskeletsel ankraj ünitelerinin yeterli ve etkili stabilite sağladığını söylemiştir. Başarı oranları geleneksel sistemlere göre oldukça yüksektir [113,126]. Tsui ve arkadaşları, mini plaklar için %91.4-100, palatal implantlar için %74-93.3, mini vidalar için %61-100, dental implantlar için ise %100 başarı oranlarını bildirmiştir [10].

Klinik uygulamalarında ise, geçici iskeletsel ankraj sistemlerini mini vidalar ve mini plaklar olmak üzere 2 gruba ayırabiliriz [12]. Mini vidaların 1,2- 2,2 mm arası çapında ve 5-15 mm arası uzunluğunda olabilen farklı seçenekleri mevcuttur. Saf titanyum ve titanyum alaşımlarından yapılmıştır ve transmukozal olarak yerleştirilirler [127]. Kolayca yerleştirilebilmeleri klinisyenler tarafından kabul edilmelerini sağlayan en önemli özellikleridir. Ancak primer ve sekonder stabilizasyon başarısızlık oranlarının yüksek olması, kemik içine yerleşimlerinde

kırılma risklerinin fazla olması, diş ve çevre anatomik bölgelere zarar verebilme ihtimalleri, dişin hareket yönü ve miktarı ile kuvvet aktivasyon miktarlarının azalması ve yerleştirilecek bölgelerdeki anatomik sınırlardan dolayı uygulanmalarının kısıtlı olması en büyük dezavantajlarını oluşturabilmektedir [23]. Bu dezavantajların giderilmesi için ilk defa 1985 yılında cerrahi osteosentez plaklarının modifiye edilmesiyle ortodontik mini plaklar kullanılmaya başlanmıştır [11].

## **2.5 Ortodontide Ankraj Amaçlı Mini Plak Kullanımı**

Biyolojik dokularla uyumlu medikal malzemelerin teknolojik ilerlemesi ile beraber osteoentegre olabilen titanyum implantlar, hem kemik içinde endosseal implantlar olarak hem de ortognatik cerrahide kullanılan mini plakların kemiğe tespit edilmesini sağlayan rijit fiksasyon vidaları olarak kullanılmaktadır. Bu gelişmelerin ışığı altında titanyum mini plakların, ortodontik tedavi sırasında diş hareketi elde edilmesinde bir ankraj ünitesi olarak kullanılabileceği fikri ortaya çıkmıştır [128].

Mini plaklar absolut ankraj elde edilebilecek kadar dişlere yakın, dişlerin yer değiştirmesi sonucu zarar vermeyecek kadar dişlerden uzak yerleştirilebilen geçici iskeletsel ünitelerdir.

Sugarawa ve arkadaşları, maksillofasiyal cerrahide kullanılan titanyum mini plakları ilk defa 1992'de ortodontik ankraj amaçlı kullanmışlardır [13]. Geliştirdikleri bu cerrahi mini plakları hook gibi kullanarak openbite maloklüzyona sahip bir vakanın alt molarlarını 3 ile 5 mm arasında intrüze etmişlerdir. Bu tarihten sonra ortodonti pratiğinde farklı sistemler farklı maloklüzyonlar için uygulanmaya başlanmıştır.

Daimaruya ve arkadaşları, köpekler üzerinde yaptıkları deneyde molarların intrüzyonunda etkili olduğunu söylemişlerdir [129].

Umemori [12] ve Sherwood [130] openbite maloklüzyona sahip bireylerde molarları mini plak ankrajı ile intrüze ederek tedavi ettiklerini bildirmişlerdir.

Erverdi, 10 hasta üzerinde zigomatik plaklar ile molarları intrüze etmiştir. Açık kapanışa sahip erişkin hastalarda iskeletsel ankrajın etkili bir şekilde kullanılabileceğini bildirmiştir [131].

De Clerck ve arkadaşları, mini plakları mandibuler kanin ve birinci premolar ile maksiller infrazyomatik kret bölgesine çift taraflı olarak yerleştirmiştir. Sınıf III elastiklerle beraber facemask'ın aksine hiçbir diş desteği olmadan büyüme modifikasyonu elde etmişlerdir [132].

Heymann ve arkadaşları, maksiller yetersizliği olan hastada, ANB açısını  $1,1^{\circ}$  den  $6^{\circ}$ 'ye çıkartarak önemli derecede maksiller protraksiyon elde etmişlerdir [133].

Cornelis ve arkadaşları, geliştirdikleri Bollard Mini plaklar üzerinde çalışmışlardır [134].

Mini plakların stabiliteyi, mini vida ve mikro vidalara göre oldukça yüksektir [23]. Mini plaklar cerrahi prosedür ile flap operasyonu gerektirmesine rağmen stabilizasyondaki yüksek başarı oranları, klinik uygulamalarda avantaj olarak ortaya çıkmış ve dikkatlerin bu iskeletsel ankraj sistemlerine yoğunlaşmasına sebep olmuştur.

Akay ve arkadaşları, maksiller molarları 3,5 mm intrüze ederek mandibulanın saat yönü tersi yönünde rotasyon yapmasıyla, openbite maloklüzyonunu tedavi ettiğini rapor etmişlerdir. Ortalama 4.64 mm overbite elde edilmiştir [134]. Cornelis ve arkadaşları ise 7 ayda tüm hastalarda maksiller molarların distalizasyonu ile Sınıf I ilişki elde etmiş ve maksiller molarlar ortalama 3,7 mm hareket ettirilmiştir [24]. Kaya ve arkadaşları, maksiller posterior dişleri başarı ile distalize etmişlerdir [135].

### **2.5.1 Mini plakların özellikleri ve tipleri**

Mini plak osteosentezis ilk defa 1975 yılında ağız ve çene cerrahisi için Michelet ve arkadaşları tarafından [136], sonrasında Champy [137] tarafından geliştirilmiştir.

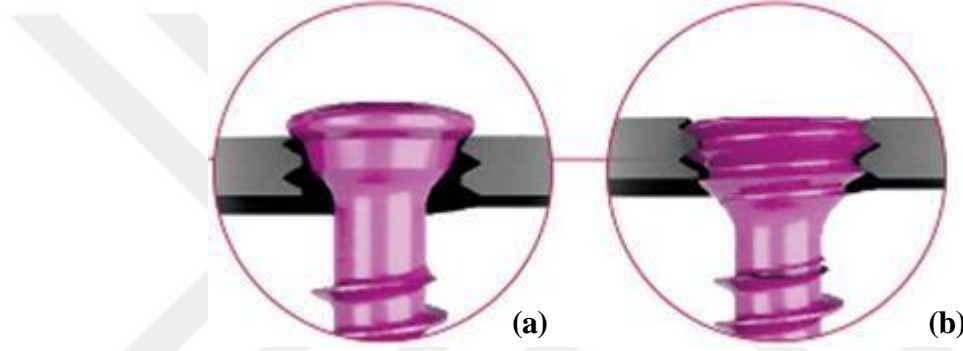
Bu tarihlerden sonra mandibuler kırıklar ve osteotomiler için standart kullanılmak üzere pek çok sistem geliştirilmiştir [138]. Bugün kullanılan iki tip mini plak sistemi mevcuttur:

- a. Kilitli olmayan standart sistemler (konvansiyonel sistemler)
- b. Kilitli sistemler

Konvansiyonel yöntemlerde mini plak stabilitesi fiksasyon vida başı ile mini plak gövdesinin kemiğe baskı yapmasıyla sağlanır (Şekil 2.1a). Bu sistemlerde plak

gövdesi, altındaki kemiğe tam bir şekilde adapte olması gerekir. Stabilizasyonun sağlanması için kemik yüzeyi ile mini plak arasında boşluk bulunmamalıdır [139].

Kilitli fiksasyon sistemleri, standart titanyum mini plak ve vida sistemleri üzerinde çalışılarak modifiye edilmiş ve daha rijit üniteler olarak ortaya çıkmışlardır (Şekil 2.1b). Kolay manupile edilebilen 2,0 mm çapındaki fiksasyon vidaları çift yive sahiptir. Kemik içersinde kalan vida kısımlarının yivleri vasıtası ile tutuculuk sağlanırken, plak içinde kalan vida başındaki yivler ile plağın kilitlenmesi sağlanır. Bu sistem AO/ASIF-Institute tarafından İsviçre’de geliştirilmiştir. Bu yeni sistemin avantajları birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir ve sonuçta bu fiksasyon yöntemi travma ve ortognatik cerrahi vakalarında kullanılmaya başlanmıştır



**Şekil 2.1** : Fiksasyon vida sistemi: (a) Kilitli vida (b) Kilitli vida (Novastep® Inc. NY, ABD).

Ortodontik mini plaklar grade 2 titanyumdan (Astm F-65, ISO 5832-2) yapılır. Baş, kol ve gövde olmak üzere 3 ana parçadan meydana gelir. Ağız içersinde mini plakların kuvvet uygulanan ataşman kısımları, araştırmacılar ve firmalar tarafından farklı şekillerde düzenlenerek kullanıma sunulmuştur. Mini plakların gövde kısmı mukoza altında bulunmakla beraber, ataşmanın bulunduğu baş kısmı ağız içersindedir. Genel olarak mevcut bulunan mini plakların baş kısmı ile gövde kısmı arasında kol bölümü bulunmaktadır. Kol kısmı uzunluğu, tedavi hedefi ve mekanik ihtiyaca göre çeşitlilik göstermektedir. Mini plaklar; gövdesel olarak I, T, Y ve L şeklinde farklı konfigürasyonlara sahiptir. Şekilleri uygulanacak anatomik bölgelere ve diş hareketlerine göre seçilebilmektedir. Bu kısım pens ile bükülerek yerleştirilecek kemik kontürüne adapte edilir. Mini plaklar 2 mm çapında 5 ila 7 mm uzunluğunda grade 5 titanyumdan yapılmış mini vidalar ile kemiğe tespit edilmektedir (TiAl6V4, Astm F-136, ISO 5832-3) [140].

Genellikle mini plağın uygun boyutu fiksasyon vidasının uzunluğuna, yumuşak doku kalınlığına, komşu dişlerin şekli ve pozisyonuna ve ağız boşluğunda mini plakların yerleştirileceği alana göre karar verilir [27].

Mini plak yerleşimi için sedasyon, genel veya lokal anestezi yöntemleri tedavi seçeneklerine göre kullanılmaktadır. Literatürde genel anestezi ve intravenöz sedasyon ile mini plak yerleşimi olduğu söylenmiştir [141].

### **2.5.2 Mini plakların avantajları ve dezavantajları**

#### *Avantajları;*

1. Titanyumdan yapılan mini plakların stabilitesi iyi ve güvenlidir [7,24].
2. Mini plak tarafından tolere edilebilen kuvvetler diğer iskeletsel ankraj sistemlerine göre daha fazladır. İskeletsel etki elde edebilmek için gerekli ağır ortopedik kuvvetler güvenle uygulanabilir [16,132] .
3. Maksilla ve mandibulanın bazı bölgeleri, kemik kalitesi ve oral dokuların anatomisi nedeniyle (sinir, damar ve sinüs boşluklarına yakın olması, diş köklerinin yakın komşuluk ilişkisi) mini vida yerleştirilmesi için uygun değildir [142]. Bu tarz durumlarda mini plaklar iskeletsel ankrajı etkili bir şekilde sağlayabilir.
4. Mini plakların yerleştirilmesinde dikkat edilmesi gereken birkaç sınırlama dışında, diğer iskeletsel ankraj ünitelerine göre mukogingival bölgelere daha kolay bir şekilde uygulanabilirler [24].
5. Fiksasyon vidaları kilitli sisteme sahip ise ağız dışı parçası uzatılarak kuvvetin yönü ve uygulama uzaklığı direnç merkezine göre değiştirilebilir [143].
6. Diğer iskeletesel ankraj sistemlerinden ayıran en önemli özelliği dentisyonun dışına, köklerin olmadığı bölgelere, yerleştirildikleri için ankraj için kullanılan mini vidaların aksine diş hareketini engellemezler [94,144].
7. Hastalar, kullanımı zor ağız dışı aygıtları kullanmak zorunda kalmazlar [145].
8. Hasta kooperasyonuna gerek yoktur [146].
9. Tedavi sonucunda ulaşılabilecek hedefler kolaylıkla ön görülebilir [147].
10. Ortodontik tedavi kalitesi artırılır. Tedavi süresini kısaltır [143].

11. Ortodontik tedavilerin çekimsiz yapılabilme olanağı artar [148].

12. Geleneksel ortodontik yöntemler ile ortognatik cerrahi endikasyonu koyulan tedavi yaklaşımlarında, cerrahi gereksinimini ortadan kaldırabilir [10].

#### *Dezavantajları;*

1. Mini plakların boyutlarında ve şeklinde bir takım sınırlamalar mevcuttur [22].

2. Mini plakların stabilizasyonunu arttırmak için kumlanan kısımları oral hijyeni iyi olmayan hastalarda enfeksiyona neden olabilirler [149].

3. Kullanılanacak mekanik itibariyle geliştirilmeye ihtiyacı olan sistemlerdir.

4. Diğer iskeletsel ankraj sistemleri ortodontist tarafından yerleştirilebilirken, mini plakların cerrahi eğitim görmüş hekimler tarafından yerleştirilmesi daha uygundur [150].

5. Cerrahın bakış açısıyla mini plak uygulama operasyonları kısa ve önemli bir komplikasyon gelişmeden lokal anestezi altında kolaylıkla yapılabildiği bildirilse de, netice itibari ile cerrahi bir işlem gerekmektedir [24].

6. Mini plakların cerrahi işlem esnasında gerek anatomik yüzeye uyumlama gerek ise kuvvet yönünü değiştirme amaçlı yapılan bükümlerde, plak yüzeyinde ve özellikle kol bölgesinde aşınmalar ve kırıklar meydana gelebilmektedir [24].

7. Yetersiz ağız hijyenine bağlı olarak plakların perimukozal yumuşak doku çıkış bölgelerinde enfeksiyonuna neden olabilirler [151].

8. Yumuşak doku yaralanmaları, en sık görülen komplikasyonlardan biridir [24].

### **2.5.3 Mini plakların kullanım endikasyonları**

Diş veya diş gruplarının hareketine yönelik endikasyonlar:

1. Maksiller ve/veya mandibuler arkın distalizasyonu elde edilebilir [12,83,152,153].

2. Artmış overjeti ve Sınıf II maloklüzyonu olan hastalarda, maksiller 1.veya 2. premoların çekilmesiyle ile yapılan tedavilerde maksiller anterior dişler miniplaklardan ankıraj alınarak retrakte edilebilir. Bu tarz tedavi yaklaşımlarında posterior dişlerin hareketleri istenmez [154,155].

3. Maksiller ve/veya mandibuler posterior dişlerin mezializasyonu için kullanılabilirler [156].
4. Anterior bölgedeki yer fazlalıklarını kapatmada veya diş eksikliklerinde (Örn. konjenital üst lateral veya alt ikinci premolarların görüldüğü durumlar) posterior dişlerin protraksiyonu gerekebilir. Geleneksel yöntemler ile tercih edilen tedavilerde kolaylıkla destek alınan dişlerde istenilmeyen hareketler görülebilir. Mini plaklar posterior segmentlerin protraksiyonu için başarıyla kullanılabilir [109].
5. Uzun süreli dişsiz, alveoler rezorbsiyon bölgelerinde ortodontik diş hareketinin osteojenik potansiyelinden faydalanabilmek veya boşluklara doğru devrilmiş dişlerin eksen eğimlerini dikleştirmek için uygulanabilmektedir. Antagonisti çekildiği için aşırı sürmüş dişlerin intrüzyonunun gerektirdiği durumlarda kullanılabilir [153].
6. Protez öncesinde diş veya diş gruplarının hareketlerinde kullanılır [157].
7. Posterior maksiller fazlalığı olan anterior ön açık kapanışa sahip hastalarda molar dişlerin intrüzyonu için kullanılır [12,83].
8. Gömülü dişlerin sürdürülmesinde kullanılır [158] .
9. Anterior çapraz kapanış, dişsel orta hat asimetrisinde kullanılır [159].
10. Vertikal maksiller fazlalığı olan erişkin hastalarda çenelerin posterior bölgelerde perisegmental osteotomi ile beraber intrüze edilmesiyle ortognatik cerrahiye alternatif olarak uygulanabilirler [160].
11. Artmış Overbite'ı ve spee eğrisi olan bireylerde kesicilerin intrüzyonu için kullanılabilir [13].
12. Oklüzal düzlemde görülen dişsel sapmaların düzeltilmesinde faydalanabilir [161].
13. Sınıf II ve III elastiklerin kullanımı için mini plaklardan destek alınabilir [13].

Büyümenin yönlendirilmesi amaçlı endikasyonlar;

- a. Sınıf III elastik kullanımında [162],

b.Maksiller yetersizliği olan hastaların maksiller ilerletme gerektiren durumlarda [16, 132,133],

c.Maksillanın vertikal büyümesinin durdurulması gereken durumlarda kullanılabilir [130,163].

#### **2.5.4 Mini plakların kullanım kontraendikasyonları**

1. Hastada diyabet, osteoporoz gibi sistemik hastalıkların varlığında [164],
2. Liken-planus (lichen planus), lökoplaki (leukoplakia) gibi yumuşak doku lezyonların varlığında [149,164],
3. Radyoterapi alan hastalarda,
4. Psikolojik rahatsızlıkların varlığında,
5. Periodontal rahatsızlıkların varlığında [164],
6. Hastanın yaşının küçük olması durumunda [24],
7. Kortikal kalınlığı ve yoğunluğunun uygun olmaması durumunda,
8. Yerleştirilecek mini plağın fiksasyon vidalarının önemli anatomik bölgelere yakın yerleştirilerek, gelişmekte veya sürme aşamasında olan dişlere zarar verebilme olasılığı durumlarında [165] ,
9. Sigara, alkol ve uyuşturucu kullanıcılarında,
10. Uygun ağız bakımı sağlayamayan hastalar da,

mini plak kullanımını kontraendike olarak kabul edilmektedir [149].

#### **2.5.5 Mini plak stabilitesini etkileyen faktörler**

Mini plaklar ortodontik mini implantlara göre daha dinamik ve ağır kuvvetlere karşı dayanıklıdır [11].

Daha önceki çalışmalarda mini plakların başarı oranları %99 [23] , %97 [162], % 96 [147] ve % 93 [24] olarak rapor edilmiştir.

##### *a. Fiksasyon vidası*

Mini plaklara uygulanan kuvvet direk olarak fiksasyon vidaları tarafından karşılanır ve plak stabilitesi vidaların stabilitesi ile ilişkilidir [166]. Mini plakların mobilizasyonunun olduğu vakalarda fiksasyon vidalarında da hareketlilik olduğu

görülmüştür. Vidanın gevşemesinin nedeni tam olarak belirlenemese de, bunun kuvvet uygulama tekniği, kuvvet seviyesi ve süresi, hastanın ağız hijyeni, kortikal kemiğin kalınlığı ve yoğunluğu ve diğer faktörler gibi nedenlerden olduğu düşünülmektedir [148].

Haung, yaptığı çalışmada stabiliteyi arttırmak için fiksasyon vida sayısının ve uzunluğunun artırılması gerektiğini bildirmiştir [167].

#### *b. Mini plak şekli*

Şekilleri farklı plaklar karşılaştırıldığında en yüksek basınç

alan plak çeşidinin — I || şekilli olduğu görülmüştür. Daha sonra L, Y şekilli plaklar ve en az basıncın T şekilli plaklarda toplandığı bulunmuştur. Y ve T şekillerinde bulunan simetrik kısa parçalar basıncı dağıtarak plak stabilitesini arttırmıştır [7].

Byung ise maksilla ve mandibulaya T ve L şekilli mini plaklar yerleştirmiş; fiksasyon vida sayısının artmasının ve mini plak şeklinin mobilite ve enfeksiyon açısından anlamlı bir fark oluşturmadığını bildirmiştir [148].

#### *c. Kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğu*

Ankrajın kaybedilmesinin nedeni yeterli kortikal kemik kalınlığının olmaması ve düşük kemik yoğunluğunun bulunmasıdır [96].

Motoyoshi ve arkadaşları, kortikal kemik kalınlığının 0,5 mm'den az olmasının plak başarısını etkilerken, 1 mm'den fazla olması ise başarı oranını arttırdığını bildirmişlerdir [168].

Misch kemik yoğunluğunu dört gruba ayırmıştır;

- 1) Yoğun kortikal kemik D1 (>1250 HU): Anterior mandibulada ve maksiller midpalatal bölgede bulunur.
- 2) Kaba trabeküllü kalın (2mm) gözenekli kortikal kemik D2 (850-1250 HU): Anterior maksillada ve posterior mandibulada bulunur.
- 3) İnce trabekülü ve gözenekli kortikal kemik (1 mm) D3 (350-850 HU): Posterior maksillada bulunur.
- 4) İnce trabeküllü kemik D4 (150-350 HU): Posterior maksilla ve tüber bölgesinde bulunmaktadır [169].

Wang ve arkadaşları, kemik yoğunluğu az olduğunda mikro implant stabilitesinin olumsuz olduğunu bildirmişlerdir [170].

#### *d. Yaş faktörü*

Mini plak başarı oranı yaş küçüldükçe azalmaktadır [149]. Sebebi küçük yaşlarda mini plağın ve vidanın, primer ve sekonder stabilitesi için gerekli olan kemik yoğunluğunun az olmasıdır [162]. Genellikle mini plak yerleşimi çocuklarda geç karışık dişlenme veya erken sürekli dişlenme dönemleri olan onlu yaşların sonuna doğru ertelenmeye çalışılır [171]. Ancak bu durum Sınıf III maloküzyona sahip çocuklarda tedavi zamanlaması bakımından problem oluşturabilir. Literatürde yüz maskesi tedavi protokolünde maksillanın başarılı bir şekilde protraksiyonunun gerçekleşmesi için, 8 yaşından önce maksillayı çevreleyen suturlarda kapanma olmadan kuvvetin uygulanması gerektiği bildirilir [172]. İnfracigomatik bölgede kemik kalitesi uygun olmadığı için plakta mobilite görülebilir. Bu durumun üstesinden gelmek için ankraj ünitelerinin etrafında kemik sementleri kullanılabilir [173].

#### *e. Mandibular kortikal yapı*

Cornelis ve arkadaşları, köpekler üzerinde yaptıkları çalışmada mandibulanın maksillaya göre daha fazla kortikal kemik yoğunluğuna sahip olmasına rağmen mini plak başarısızlık oranının daha fazla görüldüğünü bildirmişlerdir [174]. Mini plakların stabilizasyonundaki başarı sadece kemik yoğunluğu ile ilgili değil, yerleştirildikleri bölgenin anatomik özelliklerine de bağlıdır.

Byung ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada 17 hasta üzerinde 68 mini plağı maksillaya ve mandibulaya yerleştirmişlerdir. Kaybettikleri total 5 mini plağın mandibulada olduğunu; başarısızlık oranının artma sebebinin, mandibulanın derin olmayan bukkal vestibüle sahip olması ve yumuşak dokunun mekanik irritasyonu olarak rapor etmişlerdir [148].

#### *f. Ortodontik kuvvet yükleme zamanı*

Literatürde çok çeşitli ortodontik yükleme periyodları rapor edilmiştir. Genellikle uygulanan periyotlar immediate yükleme, operasyon sonrası 1, 2 ve 3. haftalar gibi çeşitli yükleme zamanlamaları görülmektedir [96].

Vidanın cerrahi sonrası stabilitesini sağlayan en önemli mekanizma vidanın etrafında cerrahi sırasında oluşan vital olmayan kemik dokuların remodeling oluşturabilmesidir. Bu mekanizma sırasıyla kemik öncü hücrelerinin aktivasyonu, aktif rezorpsiyon ve formasyon gibi biyolojik cevapların alınmasıyla başlar. Mini plak stabilitesinin en düşük olduğu zaman aralığı, aktif rezorpsiyon olayının normal bir biyolojik cevap olarak karşımıza çıktığı; operasyon sonrası ikinci hafta periyodudur. Eğer ortodontik yükleme bu süre içinde gerçekleşirse, doku tolerans sınırları aşıлып mini plak kaybı yaşanabilir. İlk üç haftalık periyod, stabilite için çok önemlidir [77].

De Clerk ve arkadaşları, mini plak yerleşiminde 14 gün sonra yükleme yapmışlardır [162].

Chen ve arkadaşlarının, üç farklı iskeletsel ankraj sisteminin yükleme zamanı açısından stabilitesini değerlendirdiklerinde, hastalara uyguladıkları 359 adet mini implantın (mini plak, mini vida, mikrovida) ilk iyileşme periyodundan hemen sonra yaptıkları kuvvet yükleme sonrasında mini plakların % 98 ile en yüksek stabilite başarısına sahip olduğunu bildirmişlerdir [149].

Cornelis, 2 hafta sonra uyguladıkları ortodontik kuvvetin stabilite açısından anlamlı bir fark yaratmadığını; uygulama alanına ait anatomik özelliklerin stabilite açısından daha önemli olduğunu vurgulamıştır [174]. Bu çalışmanın histomorfolojik kısmında fiksasyon vidalarının etrafında yükleme etkisinin kemik yoğunluğuna yaptığı etkisi incelenmiştir. Yüklemenin ortodontik kuvvetler boyunca kemik yoğunluğuna ve stabiliteye etkisinin olmadığını söylemiştir [174].

Melsen ve arkadaşlarının maymunlar üzerinde yaptıkları deneyde, 16 titanyum vanadyum implantı infrazigomatik ve semfiz bölgesine uygulamışlardır. İmmediat yükleme protokolünü takip ettikten sonra histolojik analizlerin sonucunda, yükleme zamanının değil, kemik tipi ve lokalizasyonun stabiliteyi etkilediğini söylemişlerdir. Tüm vidalarda %10-58 oranında osseointegrasyon bulunmuştur [175].

#### *g. Cerrahiye bağlı faktörler*

Cerrahiye bağlı faktörler; cerrahın deneyimi, sterilizasyon şartları, self tapping veya self drilling teknik, açılma teknikleri, pilot yuvanın çapı, soğutma teknikleri, delgi hızı ve baskısı, yerleştirme yönü ve prosedürleri, uygulama torku olarak sayılabilir [124,168,176].

#### *h. Yumuşak dokuya bağlı faktörler*

Mini plaklar maksilla veya mandibuler kortikal kemiğe transmukozal olarak sabitlenirler ve ortodontik kuvvet uygulamak için kullanılan looplar ağız boşluğuna hareketli mukozadan çıkararak, kolaylıkla yumuşak dokuda irritasyon meydana getirebilirler [148]. Peri-implant dokuda oluşan inflamasyon implant çevresinde kemik kaybı ve dolayısıyla implant mobilitesi oluşturduğu literatürde bildirilmiştir [177].

Robert ve arkadaşları, iskeletsel ankrajın başarısı için en önemli faktörün iyi bir yumuşak doku yönetimi olduğunu söylemiştir [116].

#### *i. Oklüzal kuvvetler*

Chen ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, yerleştirdikleri 44 mini plağın iki tanesinin başarısız olduğunu söylemiş, bunlardan bir tanesinin ortodontik kuvvet uygulamadan önce oklüzal kuvvetler sonucu kaybedildiğini bildirmiştir [178].

Sugawara ve arkadaşları, başlangıçtaki birkaç hastasında oklüzal temaslar yüzünden mini plak kaybının yaşandığını beyan etmiştir [13].

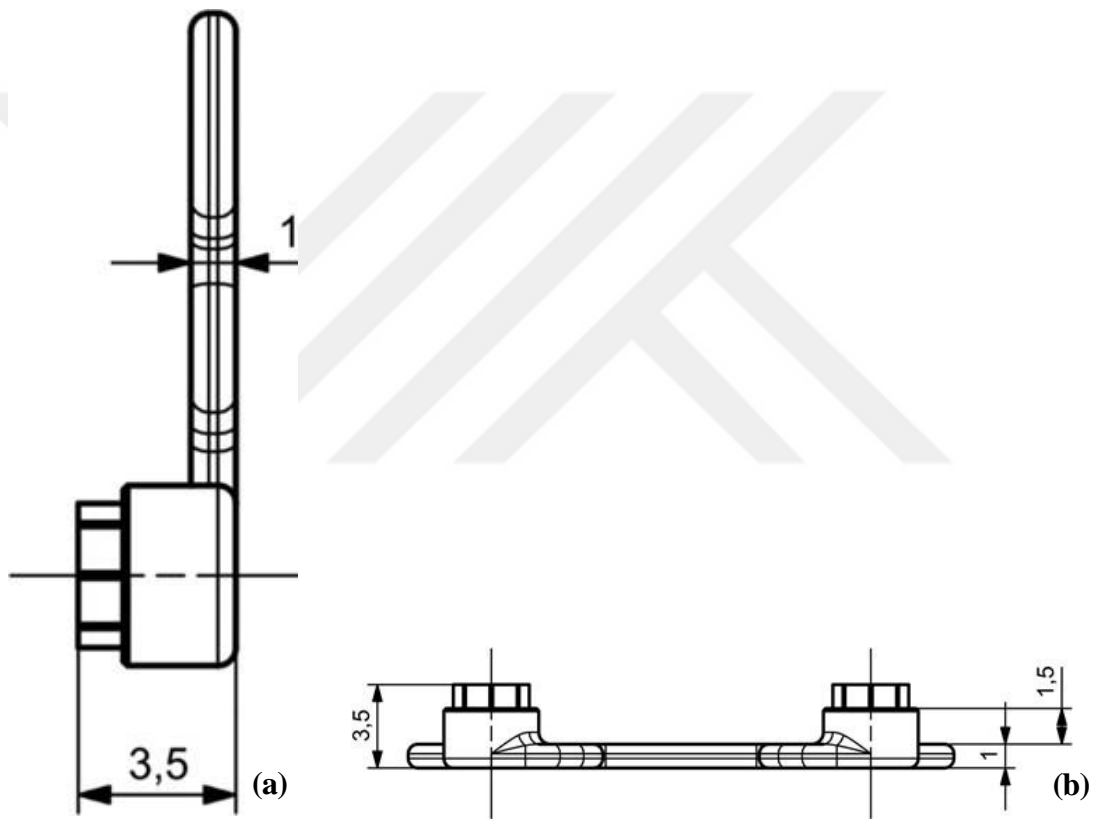
### **2.6 Tez çalışması için tasarlanan “Multi Vektörel Ankraj” isimli mini plak**

Multi Vektörel Ankraj (MVA), geçici iskeletsel ankraj sistemleri için tasarlanmış bir üründür (Şekil 2.2a ve Şekil 2.2b). MVA sistemi aşağıdaki ünite ve kitlerden oluşmaktadır;

1. MVA cerrahi plak
2. MVA Abutment (MVAA)
3. MVAA fiksasyon vidası
4. İyileşme başlığı (healing cap)
5. MVA cerrahi plak fiksasyon vidaları

1 mm kalınlığında dizayn edilmiş MVA; diş köklerinden uzak anatomik bölgelere fikse edilebilen bir cerrahi plak sistemidir (Şekil 2.3 ve 2.4). Cerrahi mini plak üzerine adapte olan oktagonel tasarımlı eksternal vida sistem yapısı ile farklı açılarda doğrusal vektör elde etme amaçlanmıştır. Yönü değiştirilebilen ve tekrar fikse edilebilen Multi Vektörel Ankraj Abutment (MVAA) sistemine sahiptir (Şekil

2.5a, 2.5b, ve 2.5c). MVA sistem üzerine adapte 2 adet oktagonel eksternal ünit bulunması dolayısıyla 8'er adet farklı açısız kuvvet uygulayabilme imkânı amaçlanmış ve bu şekilde tasarlanmıştır. Oktagonel üniteler üzerine hareketli ve yönü değiştirilebilen abutmentlar; abutment fiksasyon vidaları ile sabitlenebilmektedir. Yani ihtiyaç duyulan kuvvet elde edildikten ve diş hareketi sağlandıktan sonra farklı açı ve kuvvet miktarı MVAA'nın konumu ya da yönü değiştirilerek elde edilebilmektedir. MVAA ünitesinin üzerinde 2 adet delik ve 1 adet buton bulunmaktadır. Tercih edilen kuvvet aktarıcılar elde edilmesi istenilen kuvvet vektörü alternatifine göre bu deliklerden birine veya butona uygulanır.



Şekil 2.2: MVA teknik çizimini: (a) Yan görünüm (b) Alt kenar görünüm.

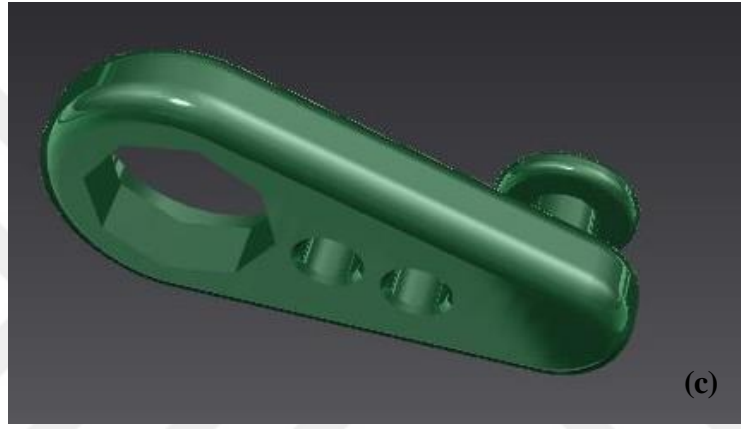


Şekil 2.3 : MVA plak sistemi.



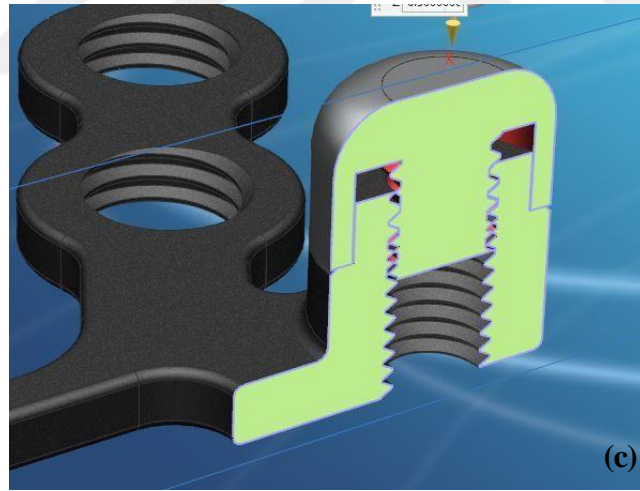
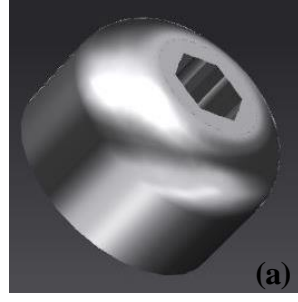
Şekil 2.4 : MVA plak sistemi (MVAA olmadan).





**Şekil 2.5 :** MVAA'nın : (a) Yan kenar (b) Üst yüzey (c) Alt yüzey görüntüsü.

MVAA'ların fikse edildiği eksternal oktagonel üniteler trans-mukozal olarak tasarlanmıştır. Cerrahi plak ile oktagonel ünite arasında 1,5mm transmukozal platform bulunmaktadır. Burada amaç minimum mukoza tahrişi ve MVAA uygulanmamış oktagonel ünitelerin healing cap ile kapatılmasını sağlamaktır. Aynı zamanda transmukozal platform komşu mukozanın oktagonel ünite üzerine büyümesini engellemektedir. İyileşme başlığı ya da healing cap olarak adlandırılan vidalar, MVA plak sisteminin kemiğe cerrahi olarak stabilizasyonu sonrasındaki post operatif iyileşme döneminde, eksternal oktagonel ünitelerin ağız içersine ekspoz olmalarını sağlar. Şekil 2.6a, Şekil 2.6b ve Şekil 2.6c'de görüldüğü üzere healing cap, oktagonel üniteye vidalanabilmektedir.



**Şekil 2.6** : MVA ünitesinin: (a) Yerleştirilmemiş iyileşme başlığı (b) Yerleştirilmiş iyileşme başlığı (c) Yerleştirilmiş iyileşme başlığının kesit görüntüsü.

MVA sisteminin kemiğe stabilizasyonu kilitli veya kilitsiz fiksasyon vidaları ile gerçekleştirilmektedir. Fiksasyon vida yuvaları kilitli sisteme uygun olarak tasarlanmıştır. Kilitli fiksasyon yuva ve vida sistemlerinin hazırlanmasındaki amaç vida gevşemesine ait komplikasyonu önlemektir. Aynı zamanda kilitli sistemlerin sağladığı stabilite standart kilitlenmeyen sistemden daha iyidir [179]. Bununla beraber fiksasyon vidaları anatomik yapılaraya göre açılı ve kilitsiz olarak da

yerleştirilebilmektedir. Gerek kilitli gerek ise de kilitsiz fiksasyon vidaları yiv şekilleri, kemik içersinde self-drilling yani kendi kendine ilerleyen şekilde dizayn edilmiştir. Plak fiksasyon vidalarının kemik içersinde primer stabilizasyonu plağın ankrajı açısından büyük önem taşımaktadır. Dolayısıyla fiksasyon vidaları uygulanmadan önce, kemik en dış tabakası olan kortikal yüzey, lans (mızrak) frez ile dekortike edilir. Kemik içersinde açılan minimal giriş yuvasına yerleştirilen fiksasyon vidası bu yuvaya yerleştirilir ve self-drilling özelliği ile kendi ilerleyerek plağı sabitler. MVA plak üzerinde fiksasyon vidalarının yerleşeceği 4 adet yuva bulunmaktadır. Bu yuvalar mümkün olduğunca diş köklerinden uzak bir bölgeye yerleştirilebilecek şekilde tasarlanmıştır. Dolayısıyla arka istenilen konuma doğru hareketlenen dişe engel olacak bir vida veya implant bulunmaması sağlanacaktır. MVA sisteminin cerrahi uygulaması, subperiostal implantın cerrahi prosedürü ile benzerdir.

Anatomik bölgeler her kısımda düzlemsel bulunmamaktadır. Sert doku üzerindeki kavisler üzerine MVA sisteminin adapte edilebilmesi için plak ve stabilizasyon yuvaları istenilen yöne doğru bükülebilmelerine olanak verecek şekilde tasarlanmıştır.

### **2.6.1 MVA sistemi kit içerikleri**

- a. Pilot frez
- b. Heks anahtarı
- c. Tornavida
- d. Ürün kutusu
- e. Büküm pensleri

#### *a. Pilot frez (Lans frez)*

Cerrahi kit içersinde bulunan pilot frez, cerrahi işlem sırasında MVA fiksasyon vidalarının sabitleneceği noktada dekortikasyon yani giriş yuvası açmaya yarar. Mızrak tipinde olduğu için de lans (lance) frez olarak da adlandırılmaktadır. Sistemizde 1,2 mm ve 1,5 mm çaplarında olmak üzere iki farklı çap mevcuttur (Şekil 2.7). Aynı zamanda frez üzerinde 5, 7 ve 9 mm yüksekliklerinde işaretleme çizgileri bulunmaktadır. Lans frezi ile dekortikasyon işlemi esnasında 1:16 veya 1:20 oranında hız azaltan yeşil kuşaklı angldrüva kullanılmalı ve kemikte ısınma meydana

gelmesini önlemek amacıyla serum fizyolojik soğutmalı 800-1200 rpm devir tercih edilmelidir.



Şekil 2.7 : Lans frez.

#### *b. Heks anahtarı*

Kuvvet aktarıcılarının ankraj alacağı MVAA hareketli bir parçadır. Hareketli MVAA hekimin istediği açısal vektöre göre eksternal okta platformuna yerleştirildikten sonra fiksasyon vidası ile eksternal okta ünitesine sabitlenir. Fiksasyon vidası sabitlenmesi set içerisinde bulunan hand heks anahtarı ile yapılmaktadır. Set içerisinde 2 farklı uzunlukta heks anahtarı bulunmaktadır. Çalışma ergonomisine göre tercih edilebilmektedir (Şekil 2.8).



Şekil 2.8 : Farklı boyutlardaki Heks anahtarları.

#### *c. Tornavida*

MVA sisteminin kemik dokusuna fiksasyon vidaları ile tespit edilmesi aşamasında kilitli veya kilitsiz fiksasyon vidalarının sıkıştırılması amacıyla kullanılmaktadır. Set içerisinde tornavidaya adapte edilebilen hareketli tutucu shaft ünite, iki uzunlukta bulunmaktadır. Çalışma ergonomisine göre tercih edilir.

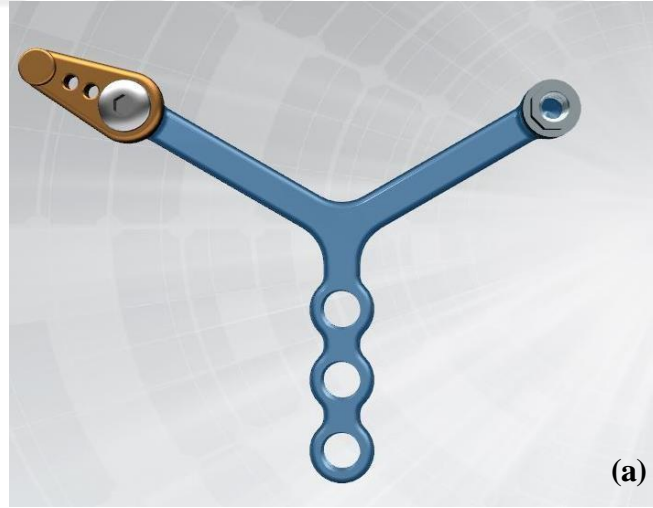
*d. Ürün kutusu*

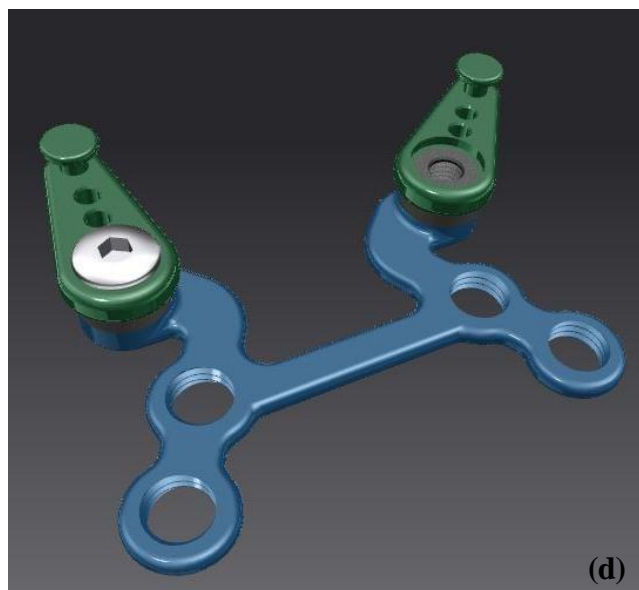
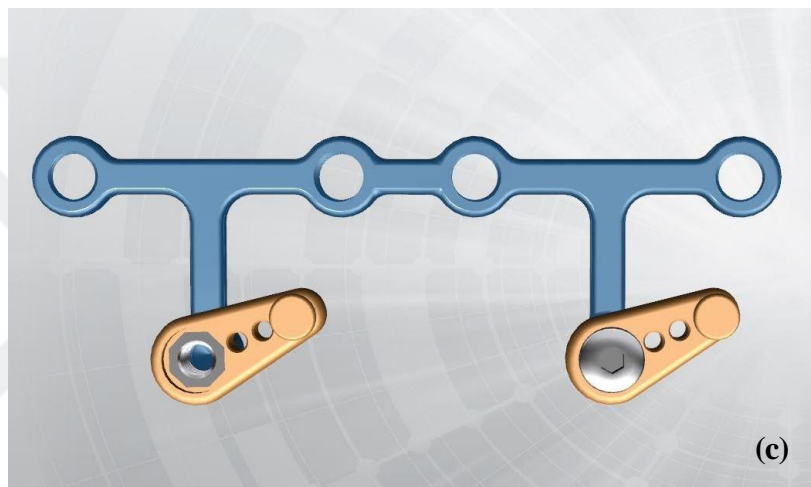
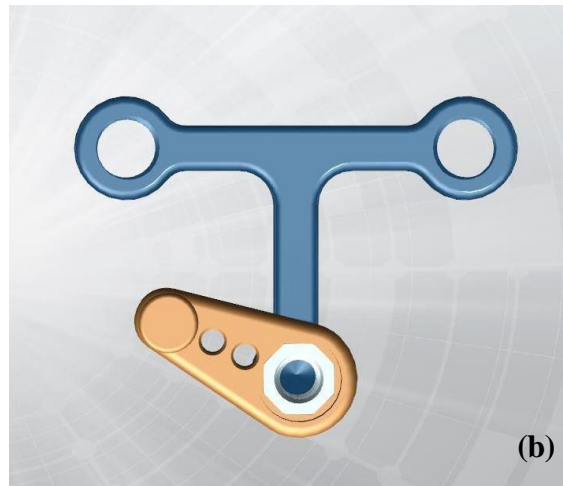
MVA sisteminin uygulanması esnasında kullanılacak parçaları muhafaza eden ve steril olabilen ünedir. İçersinde anatomik varyasyonlara göre tercih edilebilecek farklı şekillerdeki MVA plakları, farklı uzunlukta fiksasyon vidaları, MVAA fiksasyon vidaları ve iyileşme başlıkları bulunmaktadır.

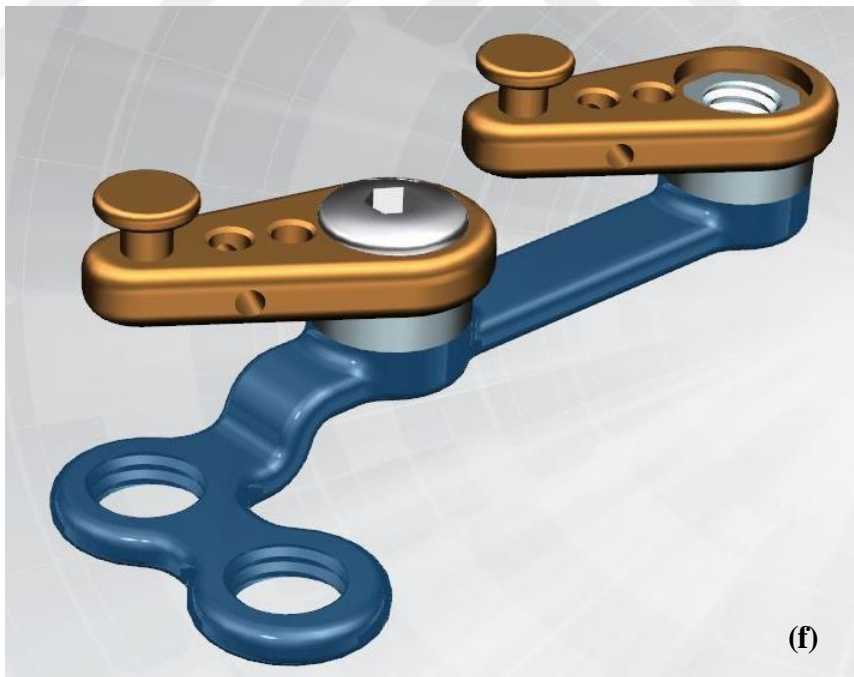
*e. Büküm pensleri*

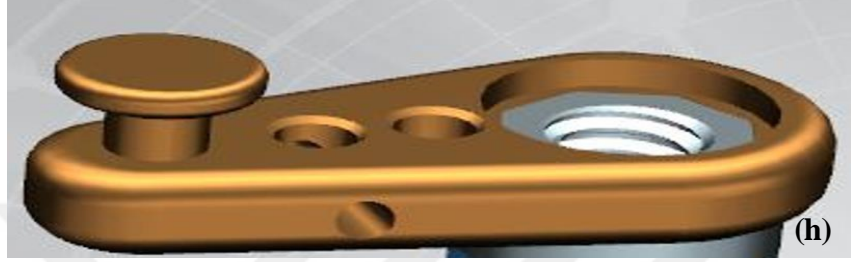
MVA plak sistemi anatomik varyasyon ve bölgelerine göre kemik dokusuna ajuste edilebilmesi için bükülebilir şekilde tasarlanmıştır. Bu bükülme ve adaptasyon işlemlerinin yapılabilmesi için tutucu ve bükücü olmak üzere 2 adet pens kullanılması tavsiye edilmektedir.

MVA sistemi, uygulanacak bölgedeki komşu anatomik oluşumların dikkate alınması ve planlanan ortodontik tedavide ihtiyaç duyulan ankraj miktarı ile tipine göre farklı şekillerde modifiye edilmiştir. Maksilla'da posterior, infrazigomatik ve anterior bölgelere uyumlu plaklar hazırlandığı gibi, mandibula simfiz bölgesi ve posterior için de anatomik açıdan uyumlu plaklar dizayn edilmiştir. Bunlar genel olarak *H*, *L*, *Y* ve *T* şekillerinde hazırlanmışlardır (Şekil 2.9a, 2.9b, 2.9c, 2.9d, 2.9e ve 2.9f).









**Şekil 2.9 :** MVA mini plak sisteminin farklı tasarımları: (a) Y şeklinde (b) T şeklinde (c) T-attached şeklinde (d) H şeklinde (e) L-angled şeklinde (f) L-retromolar şeklinde (g) MVAA ünitesinin yandan görünümü h) MVAA ünitesinin üstten görünümü.

MVA sisteminde modifikasyonlar sadece plak ünitesinde bulunmamaktadır. Aynı zamanda MVAA'da boyutsal ve işlevsel olarak da hekime tercih sunmaktadır. Kullanım ergonomisini arttırmak amacıyla MVAA'nın lateralden tel girişini sağlayacak delikli modifikasyonu bulunmaktadır (Şekil 2.9g ve 2.9h).

## 2.7 Kuvvet Analiz Yöntemleri

Kuvvet analiz yöntemleri, bir cisme gelen kuvvetlerin hangi bölgelerde yoğunlaştığını ve buna bağlı olarak cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren yöntemlerdir [180]. Diş hekimliğinde uygulanma nedeni, verilen kuvvetlerin biyolojik dokular üzerinde meydana getirdiği gerilme ve gerinimlerin, bunların yoğunlaştığı yerlerin, çene, diş ve komşu yapılarda oluşturacağı değişikliklerin belirlenmesidir [181].

Canlı yapılar ve çevre dokuların, kuvvetler ile karşılaştıklarında verecekleri cevabı tespit etmek bunların stress analizi yapmak teknik olarak çok güç ve maliyeti yüksektir [182]. Canlı dokuların bilgisayar ortamında hazırlanmış modeli üzerinde bu hesaplamaların yapılması daha kolay bir yöntemdir. Bir cismin üzerine uygulanan kuvvetlerin yoğunlaştığı alanların görülmesi ve o cismin kuvvetler karşısında verdiği

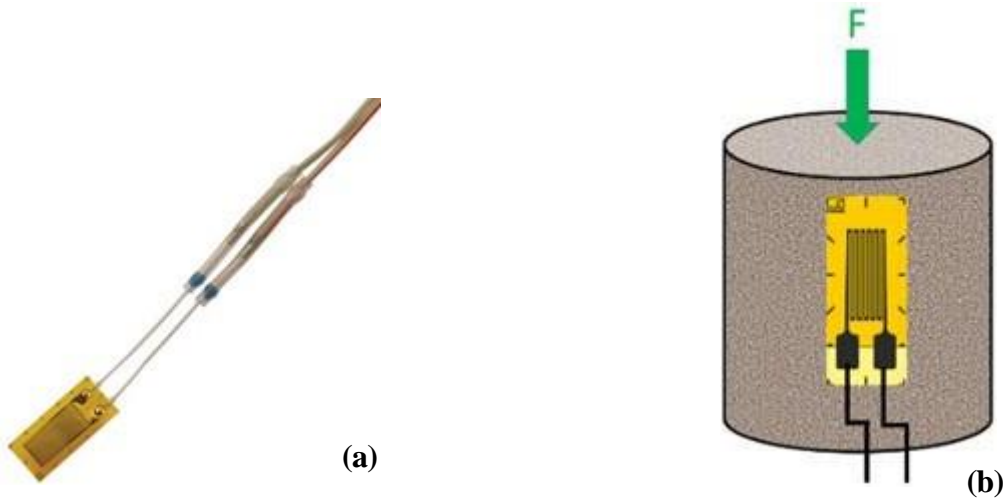
cevabın elverişli olabilmesi için nasıl bir yapıda olması gerektiğini önceden belirlemek için çeşitli kuvvet analizleri yapılır [183].

Dışhekimliğinde kullanılan kuvvet analiz yöntemleri şöyledir; [180]

- i. Gerinim ölçümü (strain gauge),
- ii. Lazer ışıklı kuvvet analizi (Holografik interferometre analiz yöntemi)
- iii. Fotoelastik gerilme yöntemi
- iv. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi (Brittle Laquer)
- v. Denek hayvan çalışmaları
- vi. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (Finite Element Analysis)

*i. Gerilim ölçer (strain gauge) ile kuvvet analiz yöntemi*

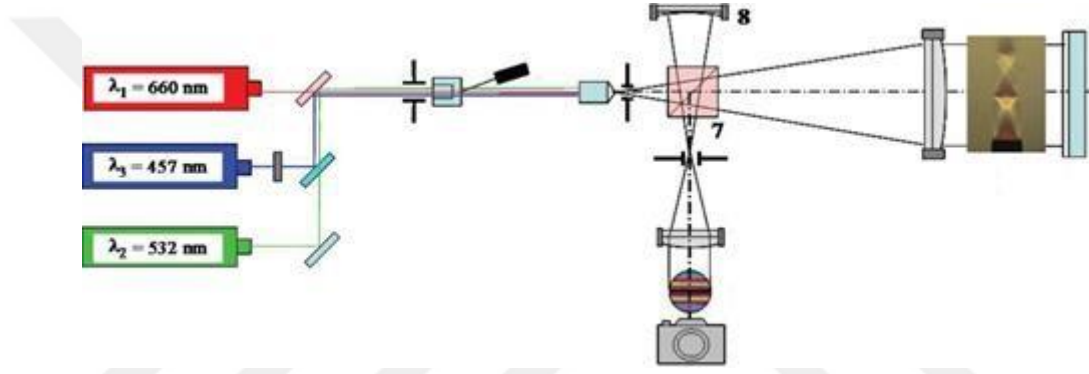
İn vivo ve in vitro şartlarda kullanılabilen olan gerilim ölçerlerin analiz metodu prensibi gerek dinamik gerek ise statik yükleme altındaki yapıda oluşan doğrusal değişiklikler ve mekanik deformasyonlar neticesinde meydana gelen iletken yapıdaki elektriksel özelliklerinin tespitine dayalı çalışmalardır. Analiz yapılacak bölgeye yükleme yapılır, aynı bölgeye gerinim duyarlı kalibre edilmiş uçlar yerleştirilir ve elektriğe duyarlı kalibre edilmiş bu uçlar vasıtasıyla gerilme altındaki yapının boyutsal değişiklikleri tespit edilir (Şekil 2.10a ve 2.10b) [184].



**Şekil 2.10 :** Gerilim ölçer analiz yöntemi: (a) Strain Gauge (b) Kuvvet uygulanan cismin gerilim ölçer analiz yöntemi incelenmesi.

ii. Lazer ışıklı kuvvet analizi (holografik interferometre analiz yöntemi)

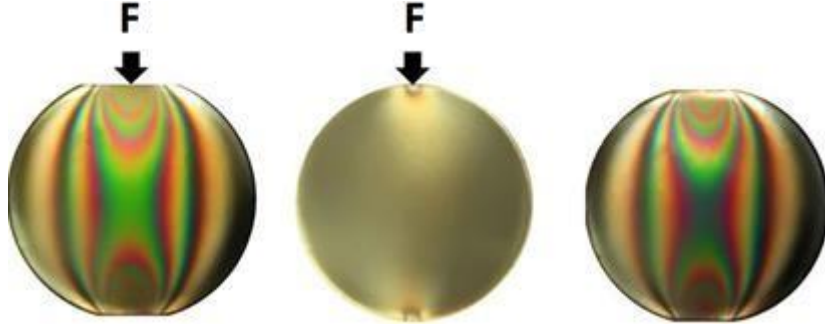
Holografik film üzerine, kohorent özellik gösteren lazer ışınları [185] kullanarak cisimlerin üç boyutlu modellerinin kayıt edilmesini sağlayan optik sistemlerdir. Optik düzenekte ışınların yansıma ve girişim olaylarından faydalanılır. Aynı zamanda optik sistemde bulunan interferometre denilen bir aletle ışık saçakları uzaktan ölçülmektedir. İnterferometre, çıkardığı iki lazer ışın demeti ile belirli bir mesafeden cisimler üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarlarını ölçmektedir [186]. Sistem içerisinde ışın verilirken cisim uzay düzleminde yer değiştirilir ve elde edilen holografik görüntüler analiz edilerek cisimdeki deformasyon miktarı tespit edilir [186] (Şekil 2.11).



Şekil 2.11 : Holografik interferometre analiz yöntemine ait örnek [187].

iii. Fotoelastik gerilme yöntemi

Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi; kuvvet uygulanmış saydam cisimler içerisinde geçirilen polarize ışığın kırılması ile ortaya çıkan titreşimlerin kayıt ve analiz edilmesine dayanır. Kuvvet uygulanmış fotoelastik bir maddeden geçen farklı hızlardaki polarize ışık demetinin meydana getirdiği dikey titreşimler, polariskop denilen bir cihaz ile izlenir ve fotoelastik madde içerisindeki gerilme bölgeleri tespit edilir. Bu analiz metodunun kullanılabilmesi önceden hazırlanmış bir model, ölçüm için özel ekipman ve donanımlı bir laboratuvar gerekmektedir (Şekil 2.12) [184,188].



**Şekil 2.12 :** Saydam materyallerin fotoelastik özelliğine ait örnek [189].

*iv. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi (Brittle Laquer)*

Kırılğan vernik kaplama yöntemi ile analiz tekniğinde stres ve gerilme noktaları incelenecek model (bu metod için özel olarak kullanılan) bir vernik ile kaplanır. Modele vernik uygulanması sonrasında model fırınlanır ve vernik rijit faza geçer. Modele kuvvet uygulanır. Model üzerinde oluşan çatlaklar, çatlak sayıları ve çatlak doğrultuları tespit edilerek stres analizi yapılır [190] (Şekil 2.13).



**Şekil 2.13 :** Kırılğan vernikle kaplama yöntemine ait örnek [191].

*v. Denek hayvan çalışmaları*

Denek hayvanlarında stres analiz çalışmaları canlı doku üzerinde gerçekleştirilmektedir. Her ne kadar bu bir avantaj gibi gözükse de elde edilen neticeler insan dokularına tam olarak uyumlandırılmamakta ve insana ait dokuların hayvan dokularına verilen strese cevabı tam olarak tespit edilememektedir [192].

*vi. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (finite element analysis)*

Bu yöntem kapsamlı şekilde bir sonraki başlık altında değinilmiştir.

*b. Sonlu Elemanlar Stres analiz yöntemi (Finite Element Analysis)*

Sonlu elemanlar metodu (SEM), mühendislikte geleneksel yöntemlerle sonuca ulaşamayan veya çözümü zor problemlerin analizinde sıklıkla başvurulan sayısal

modelleme ve simülasyon yöntemidir [193]. Farklı geometriye sahip yapıların bilgisayar ortamında üç boyutlu modellemeleri yapılarak, dijital ortamdaki modele uygulanan kuvvetler sonucu modelde çalışılan referans bölgelerde meydana gelen yer değiştirmelerin, gerilme ve streslerin matematiksel analiz ve simülasyon metodudur [194,195].

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerini uygun yükleme koşulları altında test etmek amacıyla da son yıllarda çokça kullanılmaktadır. Karmaşık yapıları, mantıklı sayılarda elemanlara bölerek gerçeğe yakın sonuçlar elde etmeye dayalı bir yöntemdir [196]. Sonlu elemanlar analizi, çeşitli dental materyallerin biyomekanik özelliklerinin tedavi başarısındaki klinik faktörlerin etkisi için kullanılmıştır.

Bu yöntem ilk defa 1960'ların başında havacılık ve uzay endüstrisinde kullanılmaya başlanmıştır. Statik analiz, akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz ve akustik gibi pek çok alanda bu analiz yöntemi yapısal konudaki problemlerin çözümü için başvurulmaktadır [197].

Diş hekimliğinde ilk defa Ledley ve Huang, sonlu elemanlar analiz yöntemi uygulamışlardır [198].

Davidian ise; ortodonti alanında sonlu elemanlar yöntemini kullanan ilk kişi olmuş, yaptığı çalışmada verdiği kuvvet sonucu peridonsiyumda oluşan, rotasyon ve direnç merkezindeki değişimleri incelemiştir [199].

Birçok araştırmacı sonlu elemanlar analizinin, fotoelastik ve diğer kuvvet analiz yöntemlerine kıyasla daha avantajlı olduğunu rapor etmişlerdir [200]. Fotoelastik yöntem pek çok çalışmada sonlu elemanlar analizine bir alternatif olarak gösterilse de, en büyük dezavantajı modelin içyapılarına girilmeden (Örn: periodontal ligamentler gibi) yüzeyel olarak incelenmesidir [201]. Sonlu elemanlar analizi genellikle kuvvet yüklemesi, yapıların yer değiştirmesi, eğilme, bükülme, kırılma, gerilme, titreşim, materyallerin elastik ve plastik deformasyonları ile bağlanma dayanıklılıklarının sayısal olarak belirlenmesinde kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi ile alveoler kemik ve periodontal membran arasındaki stres dağılımını değerlendirebilir ve farklı ortodontik aygıtların oluşturduğu farklı hareket tiplerinin analizi yapılabilir. Ortodontist herhangi bir materyali veya dentomaksiller yapıyı şekillendirip, stres hesaplaması verilerini kolaylıkla elde edebilir [201].

### **2.7.1 Sonlu elemanlar analizinin avantajları**

- 1) Mühendislikten dış hekimliğine kadar pek çok farklı alanda, farklı problemlerin çözümü için kullanılabilir.
- 2) Karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenabilir.
- 3) Gerçekçi malzeme kabulleri ile gerçeğe yakın model yazılımlar aracılığıyla oluşturulabilir.
- 4) İstenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller oluşturulabilir.
- 5) Gerilme dağılımı ve yer değiştirmeleri hassas bir şekilde elde edilebilir.
- 6) Uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin ve geometrilerinin kolayca değiştirilmesi ayrıca analizin tekrarlanabilmesi mümkün hale gelmiştir.
- 7) Prototip olarak denemesi mümkün olmayan veya tehlikeli olan tasarımların simülasyonuna olanak sağlamaktadır [202].

### **2.7.2 Sonlu elemanlar analizinin dezavantajları**

- 1) Malzeme özellikleri ve bunların sisteme aktarılması (kuvvetin yüklenmesi) analizin sağlıklı olarak yapılabilmesi için en önemli noktalardır. Bu konuda yapılan hatalar, sonuçların doğrudan sapmasına yol açmaktadır.
- 2) Modeller araştırma yapılacak problemin amacına uygun sadeleştirilmektedir ve kimi zaman ayrıntılar ortadan kaldırılmaktadır. Bu durum orijinal yapıyla olan benzerliği azaltmaktadır.
- 3) Zaman ve yüksek teknolojiye ihtiyaç duyulur.
- 4) Gerçek şartların modele aktarılması, bilgisayar donanımı sınırlarına bağlıdır.

### **2.7.3 Sonlu elemanlar analizi ile ilgili temel kavramlar**

Sonlu elemanlar yönteminin uygulanabilmesi için bazı temel kavramların bilinmesi gereklidir.

#### **2.7.3.1 Kuvvet**

Bir cismin diğer cisme uyguladığı dış etki sonucu, cismin hareket durumlarını ve/veya şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Kuvvet birimi —Newton



### 2.7.3.5 Ağ Yapısı (mesh) oluşturma

Bu işlem, elde edilen modelin basit geometriye sahip sonlu sayıda elemana bölünmesi (ağ yapısının oluşturma) ile oluşur. Ağ yapısı meydana gelmesi sırasında genellikle kendi içinde büyük değişime sahip olan ya da olduğu tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Kuvvet dağılımının mümkün olduğunca doğru ölçülebilmesi için çok sayıda eleman kullanmak gerekir. Ağ üretimi, programlar tarafından otomatik olarak ya da kişiler tarafından elle üretilir. Önemli olan seçilen eleman kullanılarak modelin en iyi şekilde nasıl daha iyi küçük parçalara bölüneceğidir [197]. Ağ yapısını meydana getiren elementlerin, modele uygun geometride ve büyüklükte olması analiz sonucunun doğruluğunu etkileyebilir. Bu işlemden sonra cismin sabitlenme ve kuvvetin uygulanma noktalarını gösteren sınır şartları belirlenir.

### 2.7.3.6 Sınır şartları (boundary conditions)

Uzayda duran cismin analizinin yapılabilmesi için oluşturulan modelin periferik noktalarda bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekir. Sıfır hareket meydana getirecek şekilde destek noktaları belirlenmesi gerekir (Örneğin kortikal kemik). Kuvvet uygulandığında oluşturulan model bu noktalardan destek almaktadır. Bu destek düzlemleri stress analizinin değerlendirileceği bölgelerden uzakta belirlenmelidir. Analizini yapmak istediğimiz bölgelere bu destek düzlemleri yakın belirlenirse destekler çevresinde oluşacak streslerinin etkilenmesi söz konusu olacaktır. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir [197].

### 2.7.3.7 Gerilme (stress) ve gerinim (strain)

#### a. Gerilme (Stress)

Bir cisme kuvvet uygulandığında, uygulanan kuvvete karşı birim alanda meydana gelen tepkidir [40]. Diğer bir deyişle birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanır ve kuvvetin birimi MPa (Megapaskal) veya  $(N/mm^2)$ 'dir [204].

Bir cisme kuvvet yüklendiğinde, cismin iç bölümlerinde kompleks iç gerilmeler oluşur. Bu iç gerilmeler;

*Çekme gerilimi (tensile stress):* Cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.

*Sıkışma gerilimi (Compressive stress):* Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.

*Kesme ya da kayma gerilimi (shear stress):* Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde yüzeye paralel ve ters yönde olan iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur.

*b. Gerinim (strain):*

Kuvvet (gerilim) uygulanmış cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde, cismin fiziksel bir deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır, yani uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa oranı olup ölçü birimi yoktur. Bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür. Gerilim ise bir kuvvettir. Bir sisteme bir kuvvet (gerilim) uygulandığında, bu kuvvet aynı zamanda gerinim de oluşturur [205]. Gerilme ve gerinim (stres ve strain) birbirinden farklı kavramlardır.

Cisimler kuvvet uygulaması sonucu iki farklı biçimde şekil değiştirmektedirler.

1. *Elastik şekil değiştirme:* Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmesidir.

2. *Plastik şekil değiştirme:* Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönememesidir.

### **2.7.3.8 Asal gerilmeler (principle stress)**

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi  $\sigma$  ile sembolize edilir) ve kesme stresleri ( $\tau$  ile sembolize edilir) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine, bir normal, iki makaslama tipi stres etki eder. Sonuç olarak üç boyutlu bir elemanın stres durumu, üç normal ve altı makaslama stres komponenti ile tanımlanır. Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu şartlar altında olduğunda, alana dik olan normal gerilmelerden oluşan bu streslere asal stres (principle stress) denir. [206].

Maksimum, orta (intermediate) ve minimum olmak üzere 3 tip asal gerilme vardır.

- a. Maksimum Asal Gerilme: (Maks. PS veya  $\sigma_1$ ) Pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini (tensile stres) ifade eder.
- b. İntermediate Asal Gerilme: Ara değerleri ifade eder ( $\sigma_2$ ).
- c. Minimum Asal Gerilme: (Min. PS veya  $\sigma_3$ ) Negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini (compressive Stres) ifade eder.

Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler gerilme (tensile) tipi stresleri, negatif değerler ise sıkışma (compressive) tipi stresleri ifade etmektedir. Bir stres elemanında belirgin olde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahip ise, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır [207].

Principal stres değerlerinin analiz edilmesi, çalışılan materyallerin kırılğanlığının belirlenmesi açısından önemlidir. Çünkü maksimum asal gerilme veya minimum asal gerilme mutlak değeri, en yüksek dayanma değerlerinden daha fazla olduğunda başarısızlık oluşur. Ayrıca asal gerilmeler, fizyolojik kemik yıkımını ve kemik rezorpsiyonunu gösterir. Maksimum sıkışma ve asal gerilme mutlak değerleri, optimal değerleri aştığı durumda kortikal kemikte yükleme oluşur [208].

### **2.7.3.9 Von Mises gerilmesi (von Mises stress)**

Belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilme stresleri bileşkesinin tek boyutta gösterilmesi için kullanılan, enerji dağılımlarından elde edilmiştir. Çekilebilir materyallerin germe dayanıklılığını belirlemek için kullanılır. Bu prensibe göre; yapının herhangi bir bölümündeki iç enerji seviyesi belirli bir değeri aşarsa yapı bu noktada şekil değiştirecektir. Çekilebilir (ductile) zelliği olan maddeler için şekil değiştirmenin başlama anıdır [204].

Arayüz geçişlerinde oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden belirlenebilirken, stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla faydalanabilir.

### **2.7.3.10 Elastiklik-viskoelastiklik**

Bir cismin, elastiklik sınırı içinde uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra ilk başlangıçtaki şekline dönme özelliği o cismin elastiklik özelliğidir.

Viskoelastik materyaller zamana bağlı olarak artan bir gerinim gösterirler ve bu materyaller yk ortadan kaldırıldığında eski şekillerine geri dönerler [205].

### **2.7.3.11 Elastiklik modülü (Young modülü)**

Elastisite modülüsü, gerilmenin gerinime (stres/strain) oranı olup, farklı cisimler için farklı değerler alır. Hook kanununa göre materyalin sertliğinin ölçüsünü verir ve birimi GPa (Gigapaskal)'dır. Elastikiyet sınırları içinde materyalin dayanıklılığını gösterir [209].

Bir cismin yüksek elastisite modülüsüne sahip olması aynı kuvvetler karşısında düşük elastisite modülüsüne sahip bir cisime göre daha az deformasyona maruz kalacağını gösterir [210]. Lineer özelliğe sahip cisimler her zaman sabit bir elastiklik modülü gösterirken, non-lineer cisimlerin elastiklik modülü ise zamana göre değişir [46].

### **2.7.3.12 Poisson oranı (Poisson's ratio)**

Elastik sınırlar içinde kuvvet uygulanıp şekil değişikliğine uğrayan cismin dik yöndeki gerinimin, yükleme yönündeki gerinime oranı Poisson Oranı'nı verir. Gerdirilen bir miktar uzunluktaki lastiğin boyunun uzamasına karşılık eninin daralması Poisson oranına örnek olarak gösterilebilir. Bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişir. Poisson oranı adını Fransız matematikçi Siméon Denis Poisson'dan almıştır [210, 211].

### **2.7.3.13 İzotropi ve anizotropi**

İzotropi, bir materyalin farklı kuvvetler sonucunda çekme, basma ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahip özellikleri gösterirler. Anizotrop cisimler ise farklı elastiklik modülüne sahiptirler.

## **2.8 Konu ile İlgili Yapılmış Benzer Çalışmalar**

Kraniofasial yapılar üzerine uygulanan kuvvetleri sonlu elemanlar analiz yöntemleri kullanılarak inceleyen pek çok araştırma mevcuttur [148,212,213].

Largura ve arkadaşları, sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmada oluşturdukları mandibuler model üzerinde, mandibuler ikinci moların dikleştirilmesi ve mesial hareketi için ortodontik ankraj amacıyla mini plak simüle etmişlerdir. Mini plaklar 2,5 ve 15 N horizontal kuvvetler ile yüklenmiştir. Çevre dokularda oluşan gerilim ve gerinimler tespit edilmiş ve bunların kemik remodelling ve mini plak stabilitesi ile

korrelasyonu bulunmuştur. Yapılan çalışma sonucuna göre süngerimsi kemikten ziyade stress ve gerinimlerin fiksasyon vidaları etrafında yoğunlaştığını ve kuvvet miktarının arttığı zaman stres ve gerinimin fizyolojik seviyede kalmakla beraber arttığını bildirmişlerdir [214].

Kim ve arkadaşları ise, üç boyutlu model üzerinde maksiller ilerletme için bukkal mini plak, palatal mini plak ve geleneksel diş destekli ankraj aygıtını karşılaştırarak yerdeğiştirme ve stress dağılımını sonlu elemanlar ile incelemişlerdir. Palatal mini plakların, bukkal mini plaklar ve geleneksel diş destekli ankraj aygıtına göre daha geniş stres dağılımı ve daha fazla öne hareketi aktive ettiğini bildirmişlerdir [25].

Yen ve arkadaşları, ortodontik amaçlı kullanılan mini plakların kemikte meydana getirdikleri stresleri ölçmek için sonlu elemanlar analizini kullanmışlardır. Üç boyutlu modelleme ile oluşturdukları farklı kalınlıktaki kemik bloklar üzerinde L, Y, T gibi farklı şekillere sahip mini plaklar ve farklı uzunlukta ve sayıda fiksasyon vidalarını incelemişlerdir. Kemikte meydana gelen streslerin; fiksasyon vidası sayısı arttığında, Y ve T şekillerine sahip plakların kullanımında ve korteks kalınlığının arttığı durumlarda azaldığını rapor etmişlerdir [7].

Yu, molarların distal hareketini inceleyebilmek için bukkal ve palatal bölgelere yerleştirilen mini vidalar ile mini plakları karşılaştırmak için üç tane model oluşturmuştur. Mini plak ile gerçekleştirilen distalizasyonda devrilme ve ekstrüzyon hareketi görülmeden paralel hareket elde edildiği bildirilmiştir. Palatal bölgeye yerleştirilen mini vidalarda ise molarlarda bukkal bölgeye yerleştirilen mini vidalara nispeten paralel harekete yakın bir sonuç alındığını bildirmişlerdir [215].

Eddie ve arkadaşları, maksiller dentoalveoler protrüzyonu tedavi etmek için headgear, mini vida ve mini plaklar ile oluşturdukları modelleri sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştırmışlardır. Headgear ile karşılaştırdıklarında iskeletsel ankraj sistemlerinin çok başarılı olduğunu; özellikle mini plak kullanılan modellemede maksiller molarların önemli ölçüde intrüzyonunun görüldüğü bildirilmiştir [216].

Yan ve arkadaşları, maksiller protrakسیون için iskeletsel ve dişsel ankraj sistemini SEM ile karşılaştırmış. Birinci sistemde maksiller molarlardan, ikinci sistemde ise infrazyomatik bölgeye yerleştirilen iskeletsel ankrajdan elde edilen 500 gr'lık çift taraflı kuvvetle 0°, 10°, 20° ve 30° lik öne ve aşağıya doğru açılardırma ile

maksiller protraksiyon gerçekleştirmiştir. İskeletsel ankraj ile 30°'lik açıyla, dişsel ankraj ile ise 20°'lik açıyla maksillanın tranlasyon hareketiyle öne doğru geldiği görülmüştür [217].

Veziroğlu ve arkadaşları, ortodontik amaç için yeni tasarlanmış mini plak ankraj sistemlerinin stabilitesini sonlu elemanlar ile incelemiştir. En fazla stresin kuvvetin uygulandığı kemik bağlantı bölgesi olduğu ve plak konfigürasyonunun değişmesinin stres dağılımını etkilemediğini bildirmişlerdir [166].

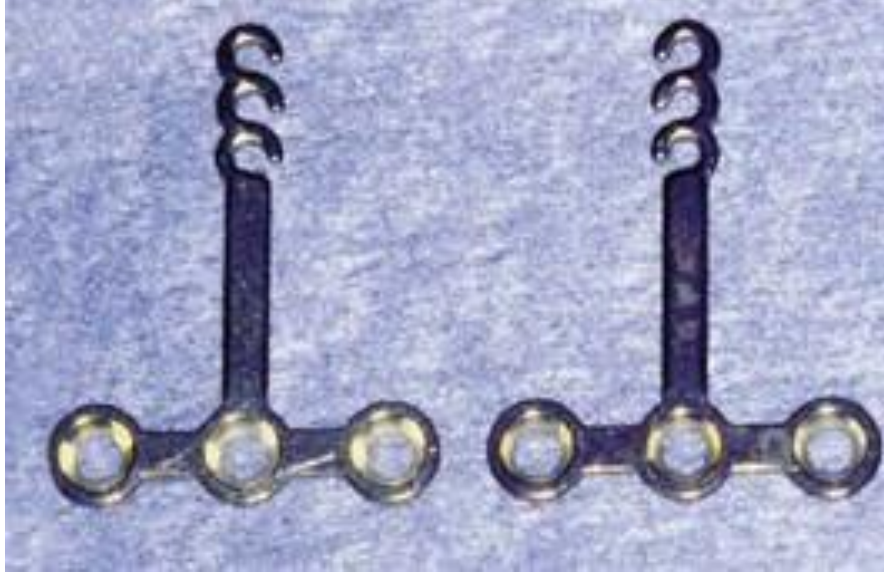
Huang ve arkadaşları ise; 3 boyutlu modelleme ile oluşturdukları kemik bloklara mini plakları fiksasyon vidalar ile sabitlemişler ve mini plakların sayısına, vida uzunluğuna, korteks kalınlığına, kuvvetin yönüne ve şiddetini sonlu elemanlar metoduyla incelemiştir. Kemikte meydana gelen stresin vida sayısının arttığında azaldığını ancak vida uzunluğu ile anlamlı bir ilişkisi olmadığını söylemişlerdir. Ayrıca kemikteki stresin korteks kalınlığı azaldıkça arttığını, oluşan stresin kuvvetin büyüklüğü ile doğru orantılı olduğu ve en yüksek değerinin kuvvetin ileri doğru uygulandığı durumlarda oluştuğunu bildirmişlerdir [7].

Aykaç; sonlu eleman yöntemi ile yeni dizayn edilen mini plak platformu üzerinde yaptığı çalışmada, mini plakları iki senaryoya göre 3 boyutlu modelleme ile oluşturduğu kemik bloklar üzerine yerleştirmiştir. Birinci senaryoya göre mini plaklar direk kortikal kemik üzerine iki adet mini vida ile yerleştirilirken, ikinci senaryoda ise kemik üzerine önce retansiyon çıkıntıları olan mini plak platformu ve daha sonra mini plaklar yerleştirilmiştir. Her iki senaryodada 2 N kuvvet uygulanmış ve mini plak platformunun dişeti üzerine etkisi incelenmiştir. Mini plak platformu mini plakları yükselterek kortikal kemikte fiksasyon vidaları etrafındaki stresi kortikal kemik yüzeyi boyunca yaydığını bulmuşlardır [218].

### **2.8.1 Modifiye edilmiş mini plak uygulamalarına örnek çalışmalar**

Literatürde iskeletsel ankraj amaçlı mini plak kullanımı ile alakalı yapılmış birçok çalışma mevcut olsa da modifiye edilmiş mini plak çalışma sayısı oldukça azdır.

Sugawara 1992'de iskeletsel ankraj sistemi fikrini ön çapraz kapanışı olan bir hastada mini plak kullanarak rapor etmiştir [219]. Daha sonra kullandığı mini plakları modifiye ederek, kuvvet uygulanan ağız içi kısmı sıralı 3 adet kancalı olacak şekilde tasarlanmıştır. Bu sisteme Skeletal Anchorage System (SAS) adını koymuştur (Şekil 2.15) [220].



**Şekil 2.15** : SAS mini plak sistemi.

Erverdi, mini plakların retantif ünitesine 20 mm uzunluğunda bükülebilir yuvarlak bar adapte etmiştir (Şekil 2.16). Araştırmacı modifiye edilmiş mini plak sistemine multipurpose implant (Tasarım, Med, İstanbul, Türkiye) adını koymuştur [84].



**Şekil 2.16** : Multipurpose implant.

Sherwood ve arkadaşları, 2003 yılında aşırı sürmüş dişleri L-şekilli titanyum Leibinger (Stryker Leibinger GmbH & Co. KG, Freiburg, Almanya) mini plak (Şekil 2.17) ile gömebildiğini rapor etmiştir. Mini plağın son halkası vestibüler yumuşak dokudan çıkartılarak intrüze olması için istenilen dişlere bağlanmıştır [153].



**Şekil 2.17** : Leibinger mini plak.

Chung ve arkadaşları, Martin Medizin Technik (Gebruder Martin GmbH & KG, Tuttlingen, Almanya) firması tarafından üretilmiş mini plaklar ile iskeletsel Sınıf II uyumsuzluk ve aşırı çapraşıklığa sahip 10 yaşındaki hastaya uyguladıkları tedaviyi rapor etmişlerdir. Araştırmacı kullandığı mini plağı C-Tube mini plak olarak isimlendirmiştir. Tork kuvvetlerini minimize etmek için mini plağın son halkası yerine, kanca kullanmışlardır (Şekil 2.18) [221].



**Şekil 2.18** : C-Tube mini plak.

De Clerck ve Cornelis, Sınıf II malokluzyonun tedavisinde zigoma ankraj sistemini rapor etmiştir. Ataçman taşıyan yuvarlak uzatma koluna sahip mini plakların sunumunu yapmışlardır. Modifiye edilmiş mini plak sistemine Bollard Mini Plak (Surgitec, Brugge, Belçika) adını vermişlerdir (Şekil 2.19) [14].



**Şekil 2.19** : Bollard mini plak.

Ancotek Sytem (Tekka, Fransa) tarafından tasarlanmış mini plak sistemi TEB olarak adlandırılmıştır. Horizontal ve vertikal kuvvetlerin uygulanabilmesi için mini plak ağız içi kısmı modifiye edilmiştir (Şekil 2.20) [96].



**Şekil 2.20** : TEB mini plak.

İskeletsel ortodontik ankraj sistemi için kullanılan bir diğerk sistem de Stryker (Kalamazoo, MI, ABD) firması tarafından tasarlanıp üretilen mini plaklardır. Şekil 2.21’de görüldüğü gibi bu sistemlerin ağız içi ünitelerinde, buton ve tüp işlevi gören yapılar mevcuttur.



**Şekil 2.21** : Stryker mini plak.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu doktora tezi çalışmasında, yeni tasarlanan Multi Vektörel Ankraj (MVA) sisteminin açıları değiştirilebilen kuvvet vektörlerinin, dişler ile MVA fiksasyon vidalarında oluşturduğu yer değişikliği ve stres dağılımları değerlendirilmiştir.

İnceleme yöntemi olarak, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi uygulanmıştır. Üst çenede yirmi yaş dişleri hariç tüm dişler, periodontal ligament ve tasarlanan multivektörel ankraj apareyi farklı açılar oluşturacak şekilde üç boyutlu olarak modellenmiş ve lineer sonlu elemanlar analizi ile simülasyonlar yapılmıştır.

Bu araştırmamız Ay Tasarım Ltd. Şti. (bilgi@aytasarim.com, Ankara, Türkiye) yardımı ile gerçekleştirilmiştir.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından yararlanılmıştır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 : Activity 880 optik tarayıcı.

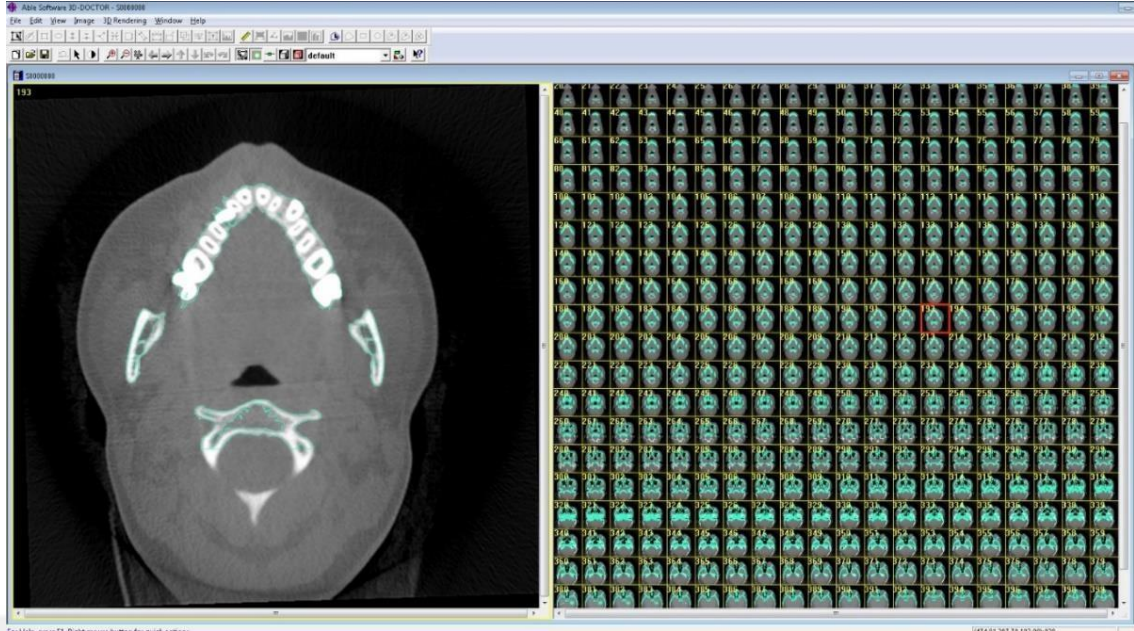
Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 ABD) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, ABD) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) analiz programından yararlanılmıştır.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc. ABD) yazılımına aktarılmıştır. .stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri önceki çalışmalar baz alınarak verilmiştir.

### **3.1 Geometrik Modelleme İçin Kullanılan Gereçler**

#### **3.1.1 Üst çene kemiğinin modellenmesi**

Üst çene kemik dokusunun modellenmesi için, üst çene kemiğinde herhangi bir patolojisi ve asimetrisi olmayan erişkin bir hastaya ait konik ışınli bilgisayarlı tomografi (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, ABD) taranmıştır. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edilmiştir. Bu görüntüler DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında 0.2 mm kesit aralığı ile alınmış üç boyutlu dental volümetrik tomografi (DVT) verileridir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edilmiştir. Export edilen kesitler 3D-Doctor yazılımına aktarılmıştır (Şekil 3.2).



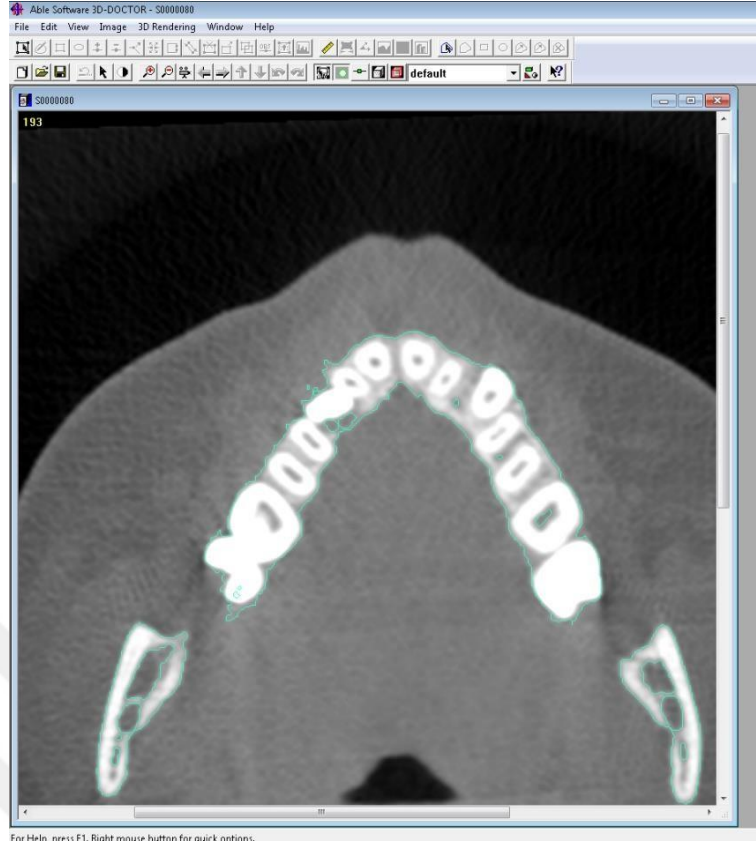
**Şekil 3.2 :** Kesitlerin 3D-DOCTOR programına aktarılması.

3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir. Bu program yardımıyla Interactive Segmentation yöntemi ile Hounsfield Değerlerinde (HU) belirli bir aralık seçilerek kemik dokusu ayrıştırılmıştır. Bu işleme thresholding denir. Aşağıda sunulan Tablo 3.1’de ayrıştırma işleminin hangi HU değerlerine göre tamamlandığı belirtilmiştir [222].

**Tablo 3.1 :** Analizler için baz alınan HU değerleri.

DOKU	ALT HU DEĞERİ	ÜST HU DEĞERİ
Kortikal kemik	226	1200
Spongioz kemik	41	225
Diş	1200	3075

Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmiştir ve ayrıştırma işleminden sonra —3d Complex Renderl yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilmiştir (Şekil 3.3). Elde edilen 3 boyutlu kemik modeli, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlanmıştır. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında export edilmiştir.



**Şekil 3.3** : Farklı dokuların ayrıştırılması.

#### *i. Dişlerin modellenmesi*

Diş modelleri yine Wheeler atlasındaki anatomik bilgilere dayanılarak alçıdan yapılan modellerin 3 boyutlu Nextengine yazılımı ile 3 boyutlu modellenmesiyle elde edilmiştir [223]. Dişlerin üç boyutlu verilerinin elde edilmesi sırasında dentin, mine, sement ve pulpa gibi yapılar ayrı ayrı oluşturulmamış ve homojen bir yapı olarak kabul edilmiştir. Ayrıca dişlerin kuron ve kök kısımları sadeleştirilerek anatomik olarak modellenmiştir (Şekil 3.4).



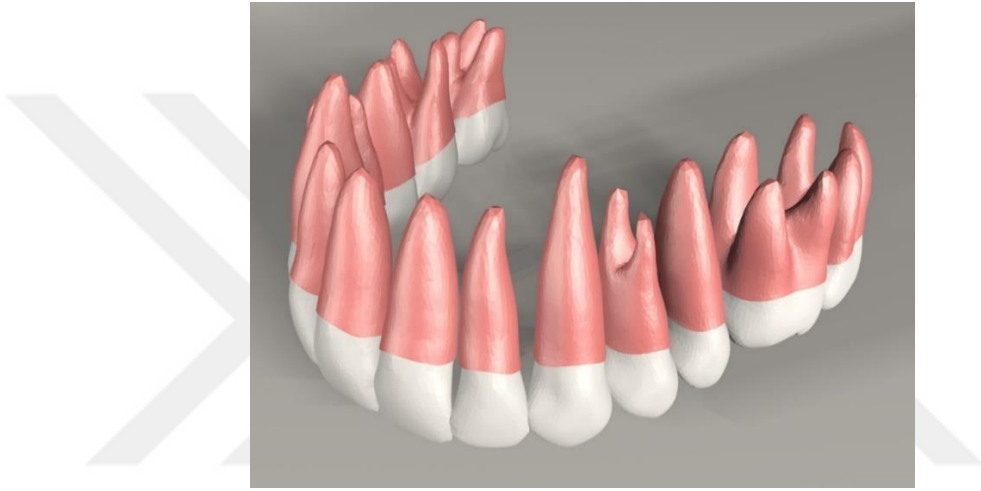
**Şekil 3.4** : Dişlerin modellenmesi.

## *ii. Periodontal ligamentlerin modellenmesi*

Diş modellerinin kortikal kemik içerisine kalan kısımlarının slice işlemi ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden 0.15 mm'lik offset komutu ile periodontal ligament (PDL) elde edilmiştir.

Manuel olarak oluşturulan periodontal ligament her bölgede eşit olacak şekilde modellenmiştir.

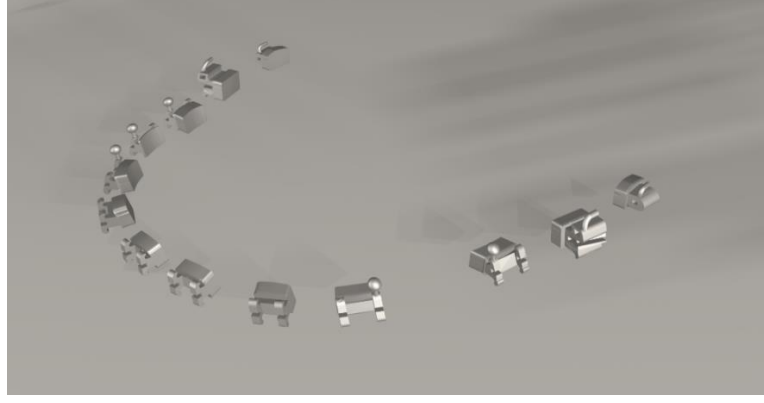
PDL dokularının Rhinoceros yazılımında kortikal kemikten boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla diş soketleri elde edilmiştir (Şekil 3.5).



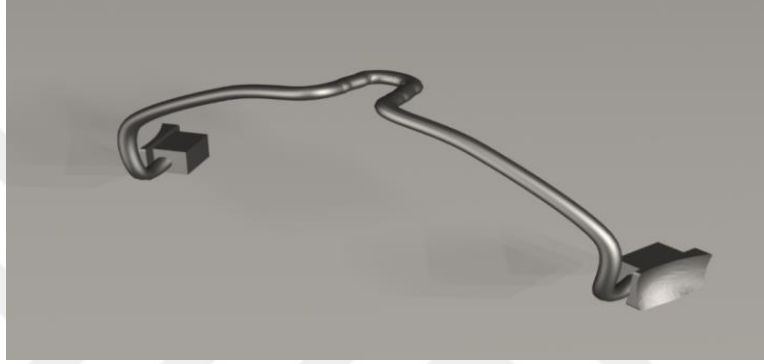
**Şekil 3.5 :** Periodontal ligamentlerin modellenmesi.

### **3.1.2 Sabit ortodontik aygıtların modellenmesi**

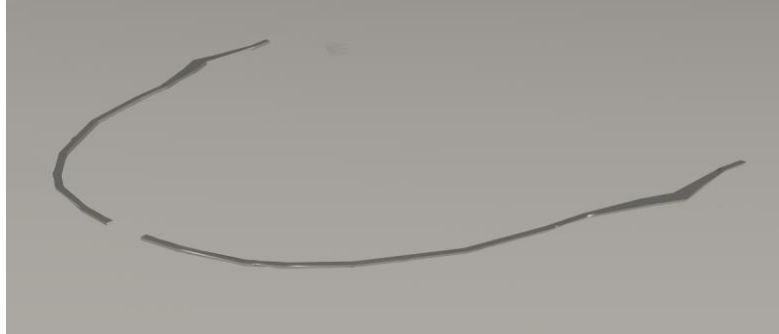
0.018 inç slotlu Roth braketle (Ormco Corp., Orange, CA, ABD) 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik ark teli ve transpalatal ark Nextengine 3d tarayıcısı ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak taranmıştır. .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA, ABD) yazılımına gönderilmiştir. Rhino yazılımında braket taramaları üzerinde detay çözümlenmeler ile braket-tel uyumlamaları yapılmıştır. Braketler dişlerin vestibülünde ve braket tabanının orta noktası dişin vestibül orta noktasına denk gelecek şekilde pozisyonlandırılmıştır (Şekil 3.6, 3.7, 3.8, 3.9) [224].



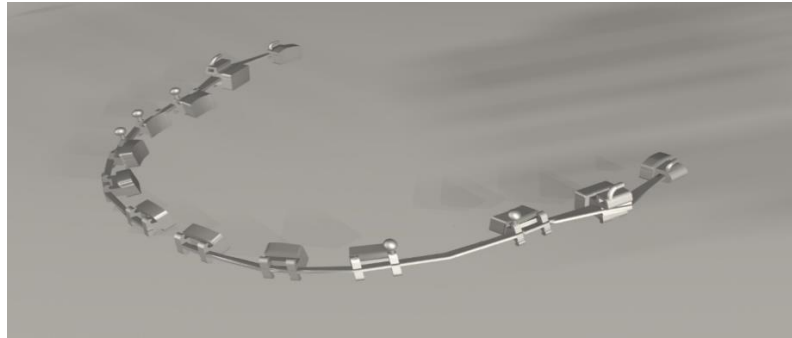
**Şekil 3.6 :** Braket ve tüplerin modellenmesi.



**Şekil 3.7 :** Araştırmada kullanılan sheath ve transpalatal ark modellenmesi.

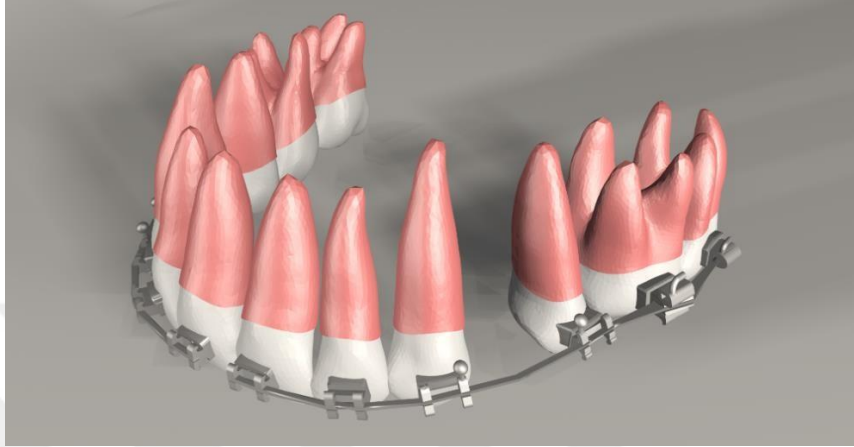


**Şekil 3.8 :** 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik ark modellenmesi.

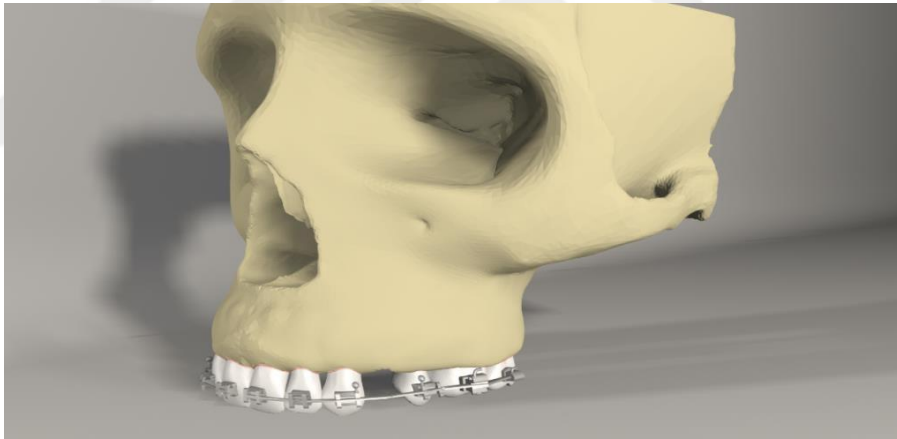


**Şekil 3.9 :** Braket, tüp ve çelik ve ark modellenmesi.

Maksillada kortikal kemik, spongiöz kemik, PDL dokular, dişler, braketler ve teller gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşınmıştır. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu sistemde doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve braketler-ark telleri arasında, metal ile metalin sürtünme kat sayısı 0.2 olarak tanımlanmıştır [225] (Şekil 3.10, 3.11).



**Şekil 3.10 :** Braket, tüp ve ark modellerinin diş modeli üzerine uygulanması.



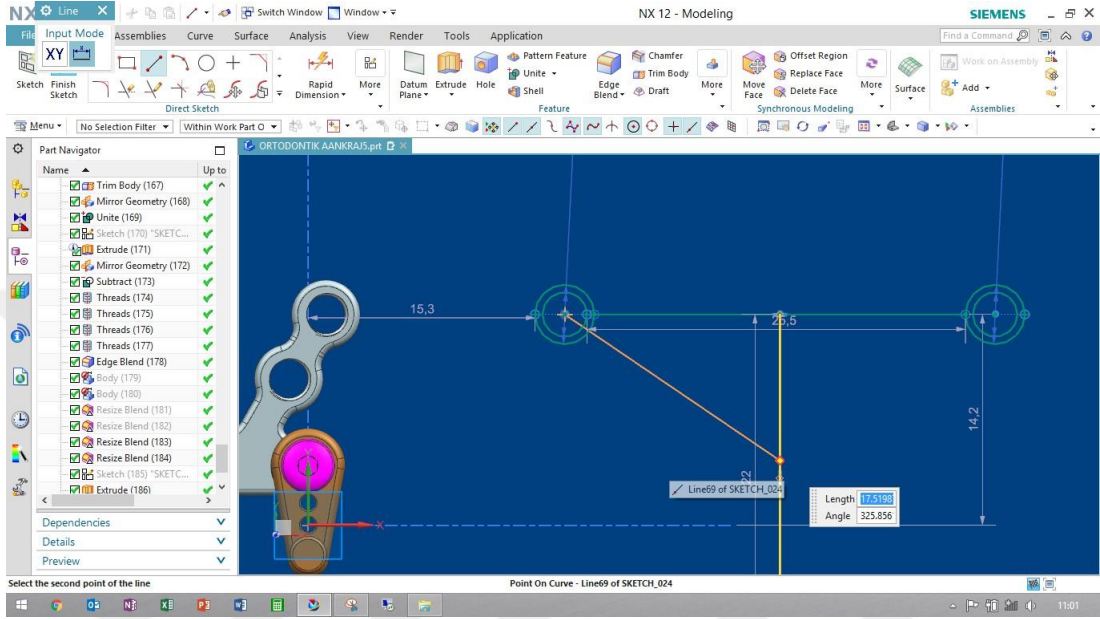
**Şekil 3.11 :** Sabit ortodontik tedavi sistemini içeren modelleme.

- *Çekimli ve çekimsiz çalışma modellerin oluşturulması*

Çalışmamızda iki adet anatomik yapıları benzer maksiller model oluşturulmuştur. Kanin distalizasyonu ile ilgili analizleri gerçekleştirebilmek için ilk modelde birinci premolar çekilmiş, intrüzyon kuvvetlerinin uygulanabilmesi içinse ikinci modelde çekimsiz tam dişli ark üzerinde farklı mekanikler uygulanmıştır.

- *Mva sistemi ve fiksasyon vidalarının modellenmesi*

Bu çalışmada kullanılan MVA sistemi Siemens NX 12 (TX, ABD) modeling programı ile dizayn edilmiştir (Şekil 3.12). MVA mini plak sistemin teknik çizimlerinin elde edilmesi ve elde edilen katı modellerle montajlarının gerçekleştirilmesi için model analizi hazır hale getirilmiştir.

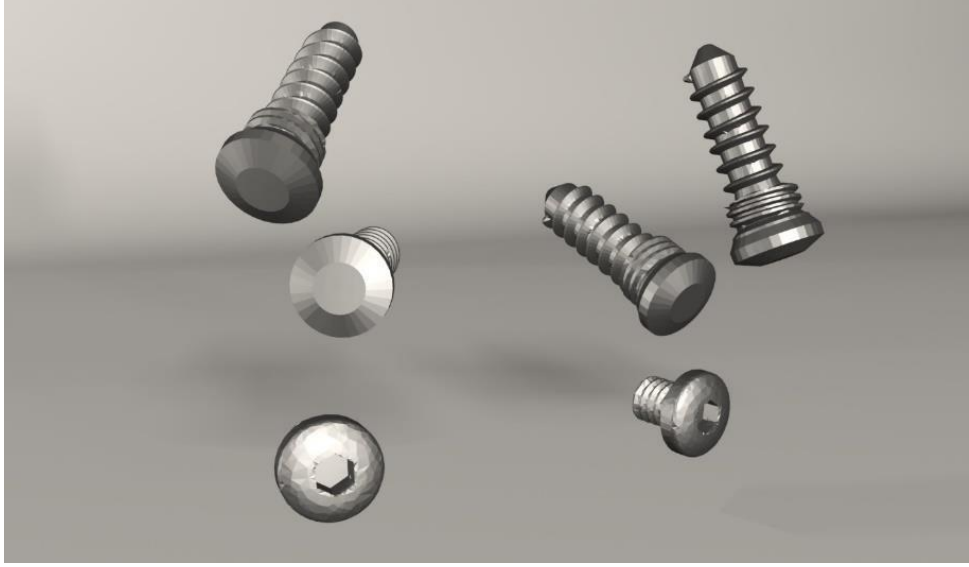


Şekil 3.12 : MVA'nın Siemens NX 12 programı ile dizaynı.

MVA ve fiksasyon vidaları yüksek çözünürlüklü fotoğraflarının arka plan imajı olarak kullanılmasıyla, Rhino yazılımında fiksasyon vidaları modellenmiştir (Şekil 3.13, 3.14, 3.15).



Şekil 3.13 : MVA modellenmesi.



**Şekil 3.14 :** Fiksasyon vidalarının modellenmesi.



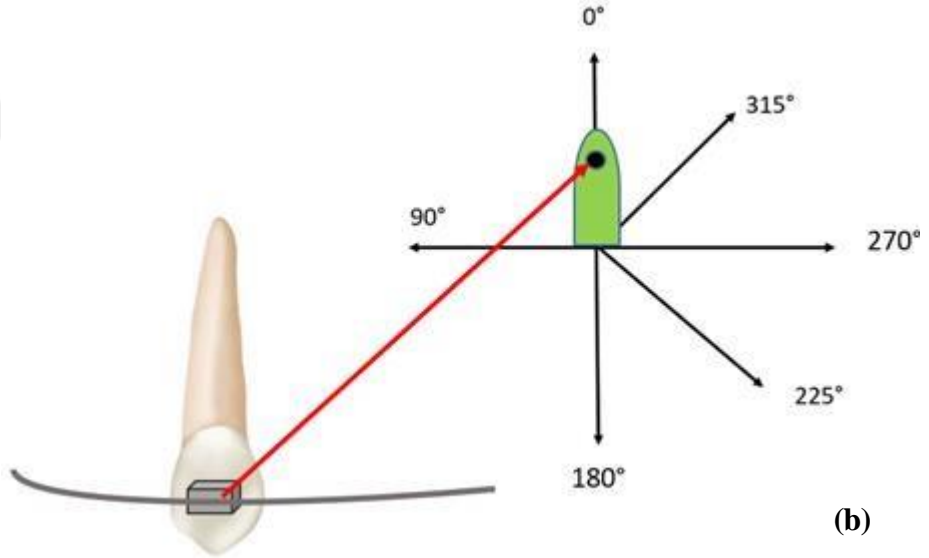
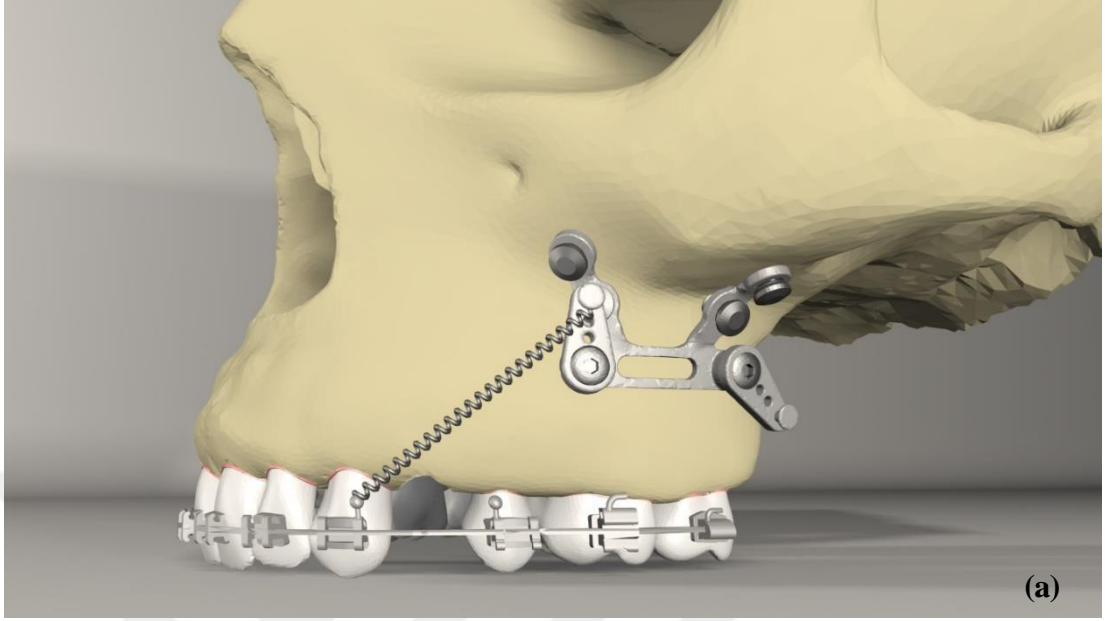
**Şekil 3.15 :** MVA ve fiksasyon vidalarının modellenmesi.

- *Kanin Distalizasyonu Modeline MVA'nın Uygulanması*

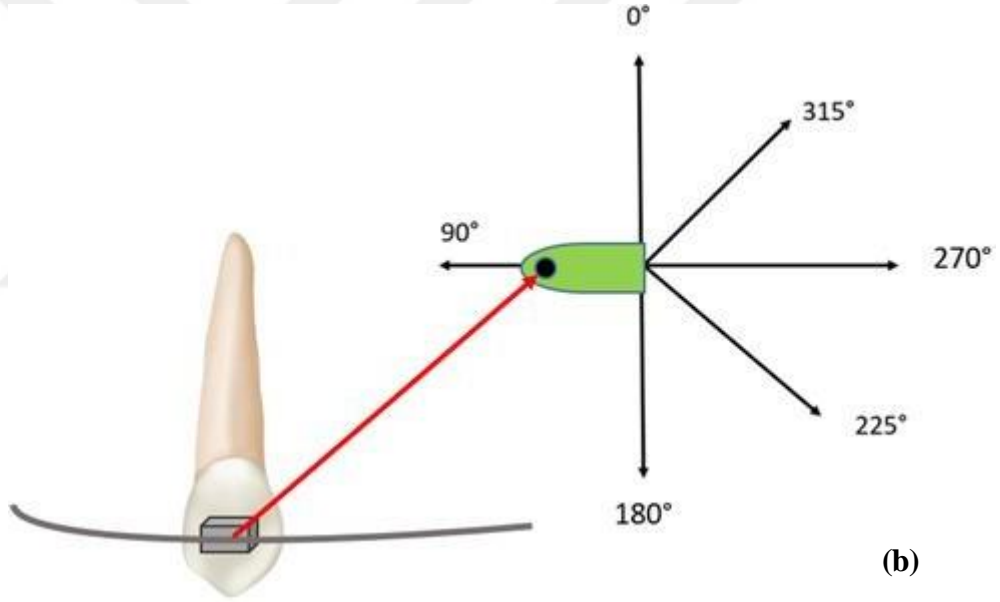
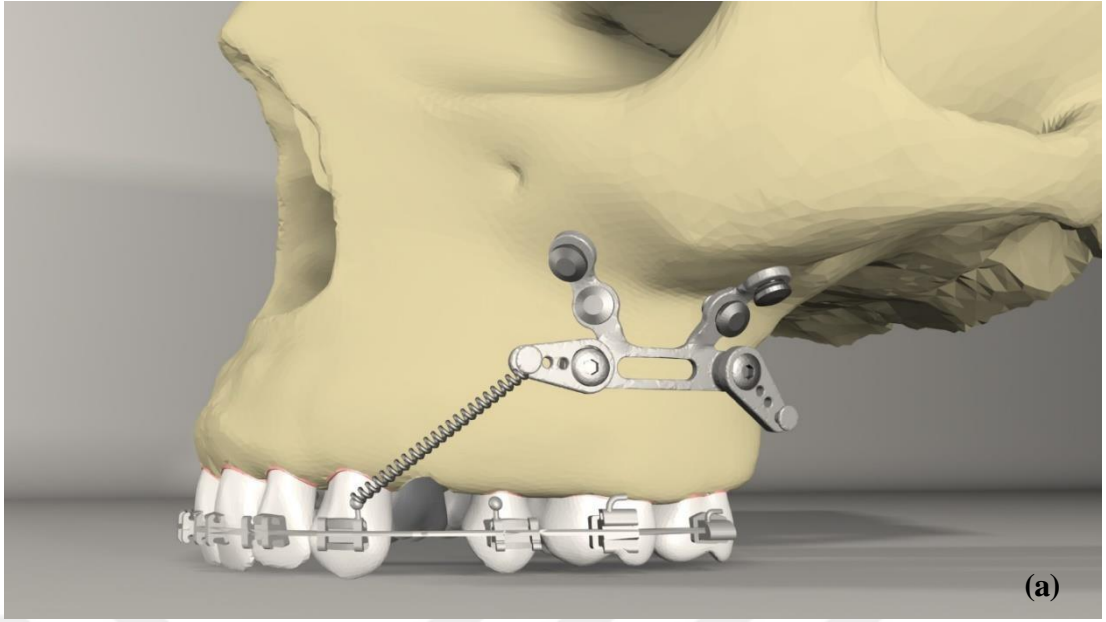
Birinci premoları çekilmiş ilk modele manuel olarak dijital ortamda tasarlanan MVA sistemi adapte edilmiştir. Daha sonra tasarlanan bu aygıt, üç boyutlu modellenen posterior maksillada zigomatik butres bölgesine fiksasyon vidaları ile sabitlenmiştir.

Modeller üzerine yerleştirilen MVA sistemi üzerinde iki adet 360° rotasyon yapabilen MVA Abutment (MVAA) ünitesi yerleştirilmiştir. Ön kolun (proksimal ünite) abutment açısı; 0° (Şekil 3.16a ve 3.16b), 90° (Şekil 3.17a ve 3.17b), 180° (Şekil 3.18a ve 3.18b), 225° (Şekil 3.19a ve 3.19b), 270° (Şekil 3.20a ve 3.20b), 315° (Şekil 3.21a ve 3.21b), ayarlanarak, ön kolun kanin dişine distalizasyon kuvveti Ni-Ti kapalı sarmal yay ile uygulanmıştır. Arka kol (distal ünite) ise distalizasyonda

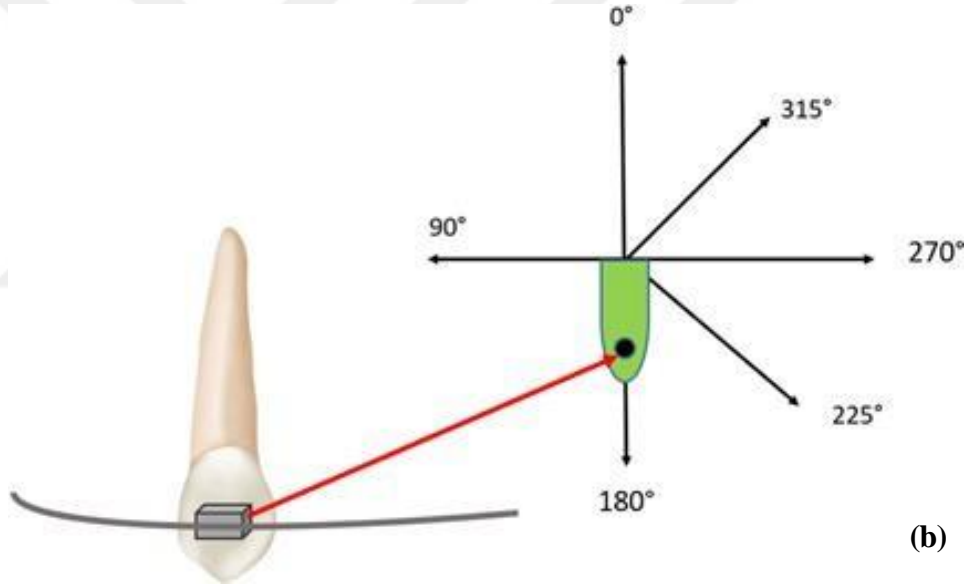
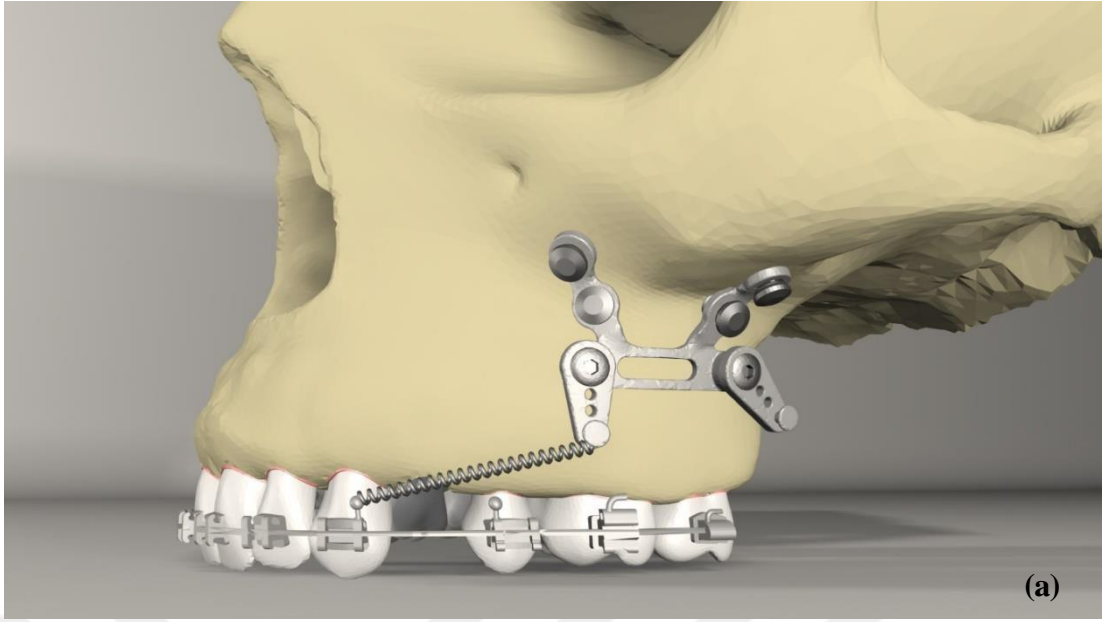
kullanılmamıştır. Açılar saat yönünün tersine olacak şekilde modellemede belirtilmiştir.



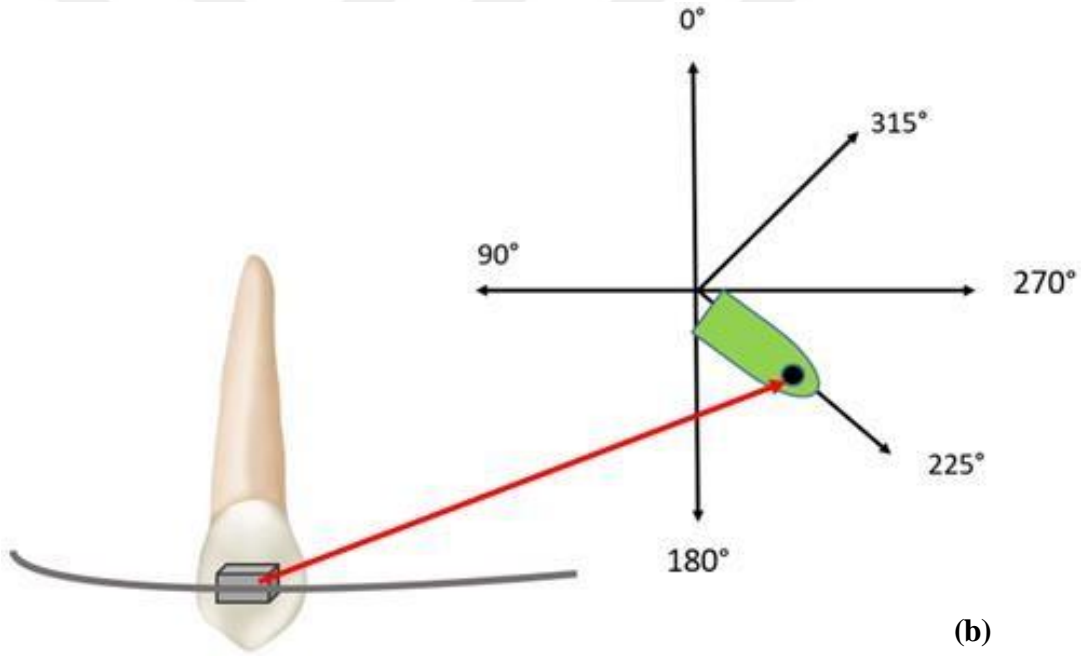
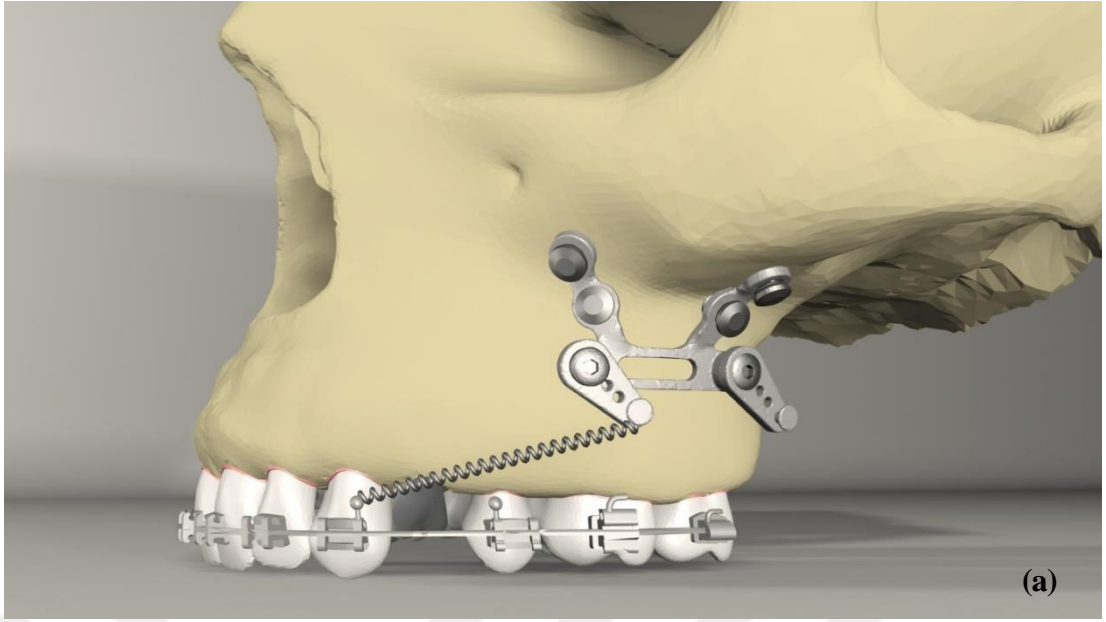
**Şekil 3.16** : Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 0°deki konumu: (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü.



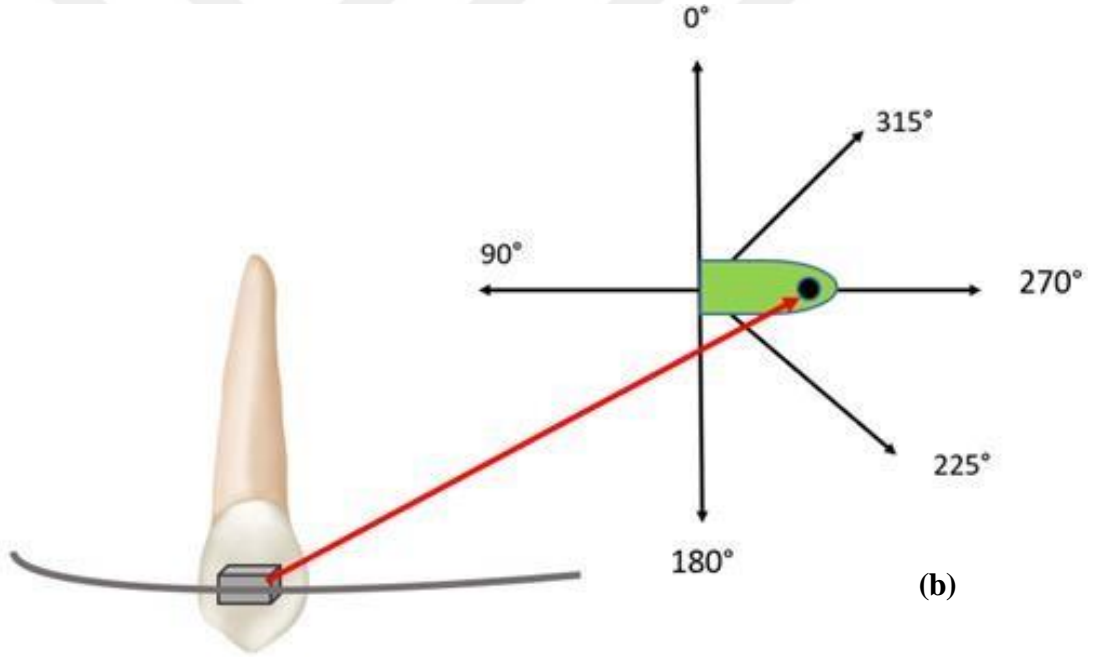
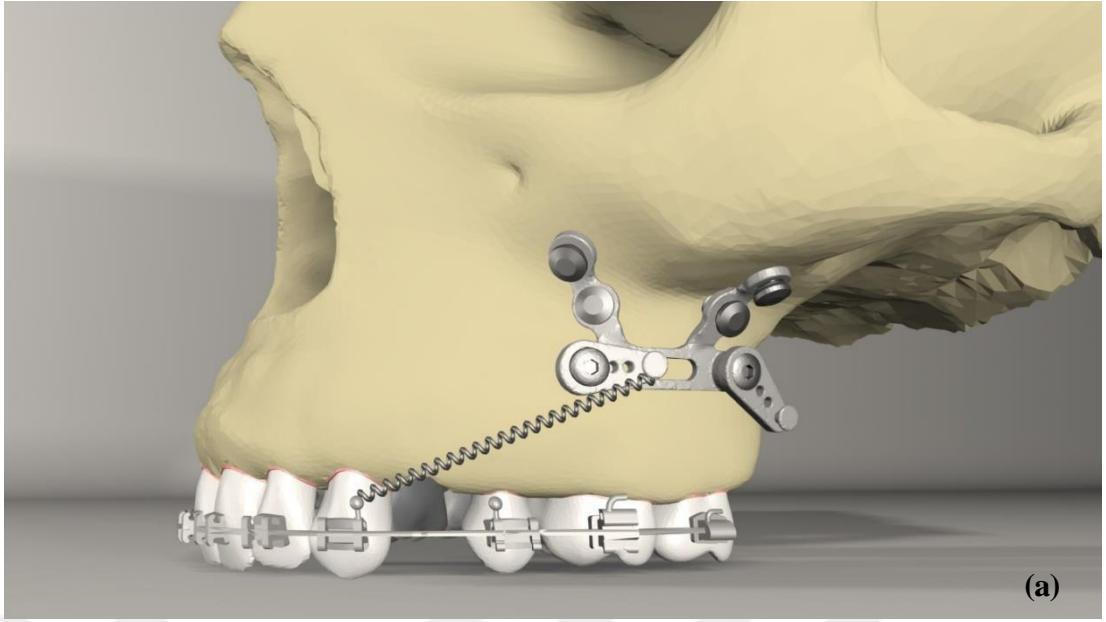
**Şekil 3.17** : Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 90°'deki konumu: (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü.



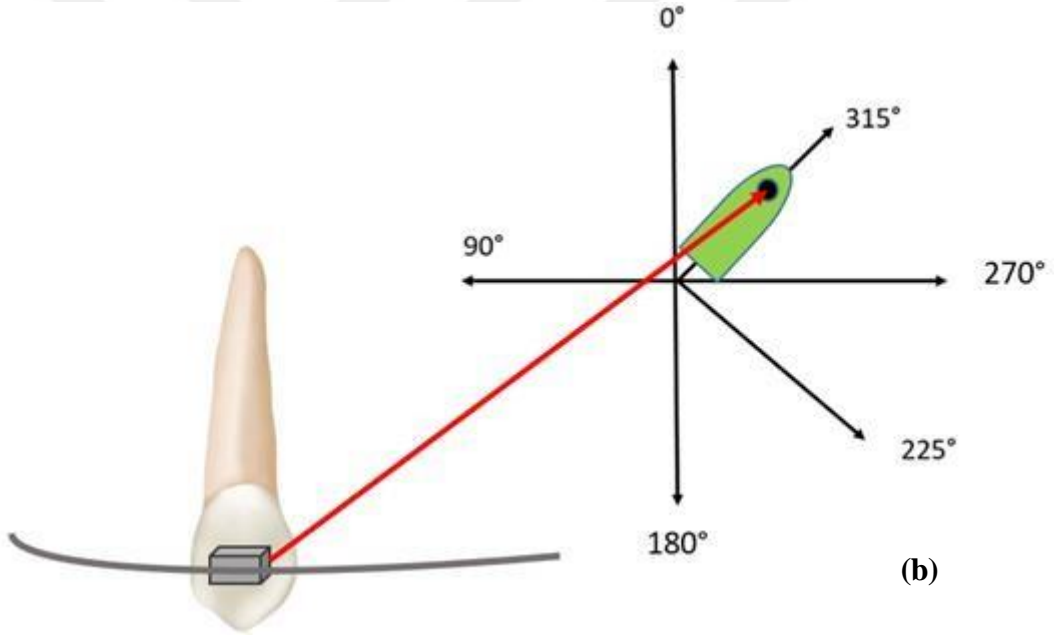
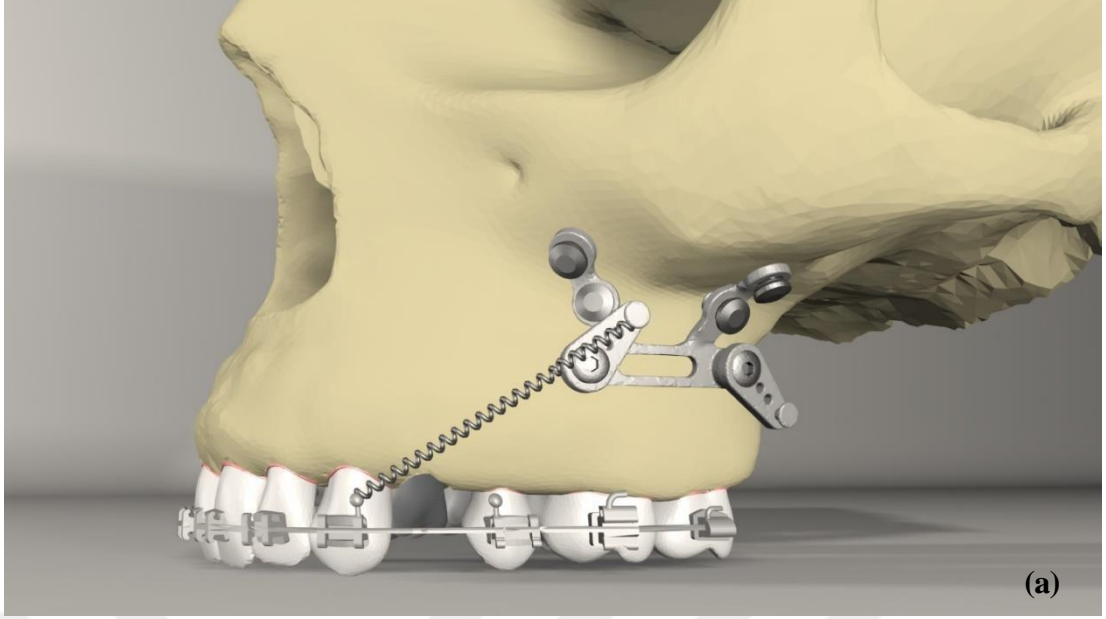
**Şekil 3.18** : Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 180°'deki konumu: (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü.



**Şekil 3.19** : Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 225°'deki konumu: (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü.



**Şekil 3.20** : Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 270°'deki konumu: (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü.

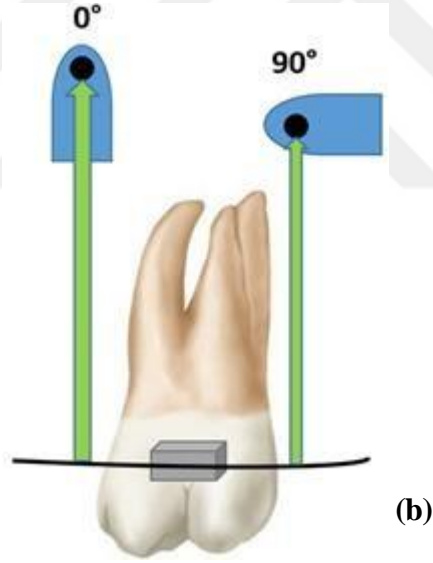
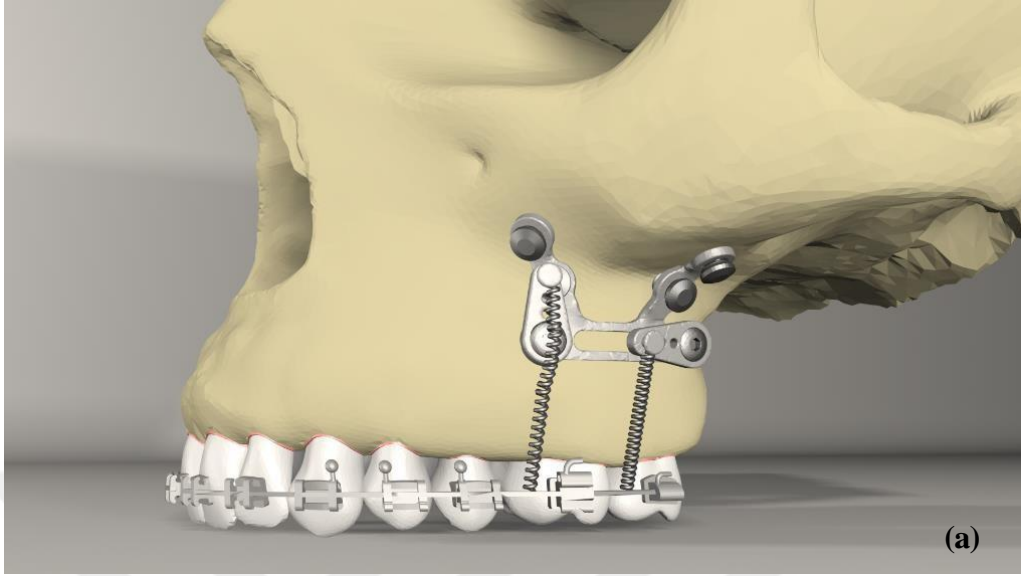


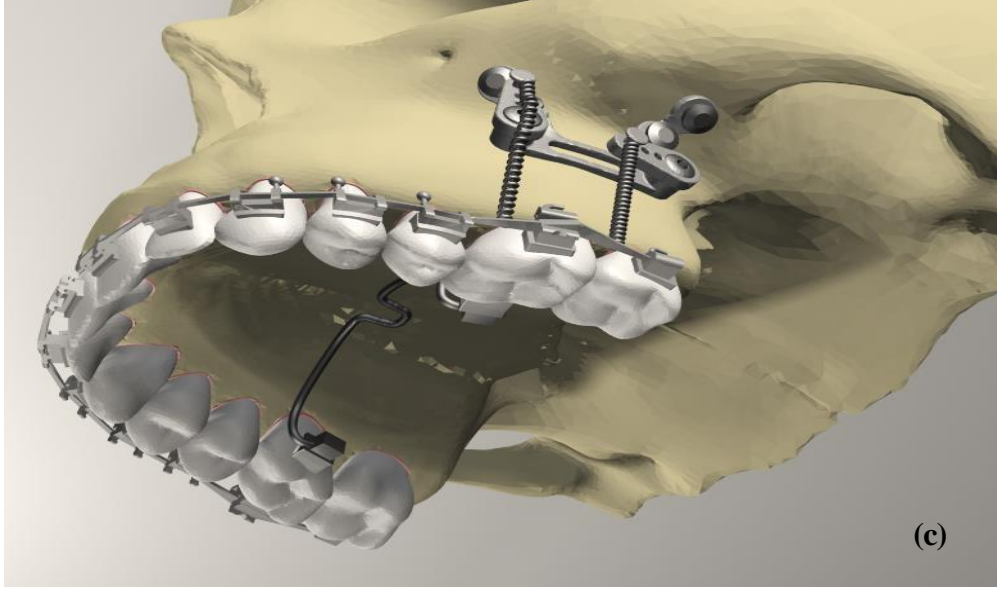
**Şekil 3.21** : Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 315°'deki konumu: (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü.

### 3.1.3 Molar intrüzyonu modeline MVA'nın uygulanması

Birinci model ile aynı anatomik ve mekanik özelliklere sahip, diş çekimi yapılmamış üç boyutlu ikinci model molarların intrüzyonu için kullanılmıştır. Birinci moların intrüzyonu sırasında bu dişde görülen bukkal devrilme hareketini engellemek için TPA modellenerek sisteme dahil edilmiştir. İntrüzyon kuvvetleri MVA sisteminin hem ön kolundan hem de arka kolundan Ni-Ti kapalı sarmal yayı ile verilmiştir. MVA'nın iki kolunun açısı kuvvetin ark teline dik bir vektörle gelecek şekilde

açıldırılmıştır. Ön kol  $0^\circ$ , arka kol  $90^\circ$  olacak şekilde konumlanmıştır (Şekil 3.22a, ve 3.22b, 3.22c).

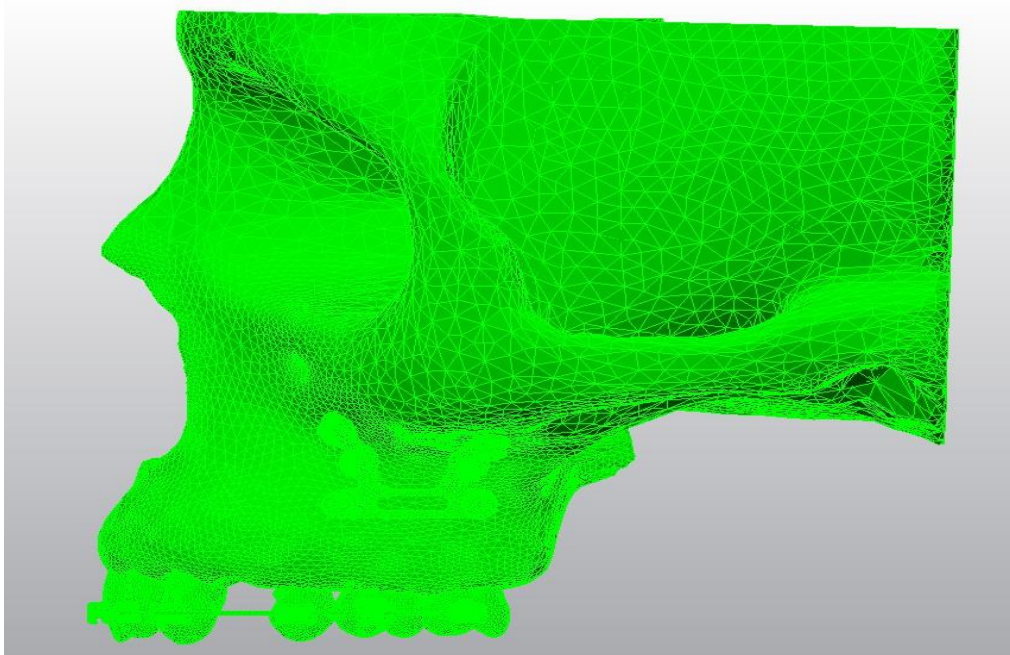




**Şekil 3.22 :** Molarların intrüzyonunda MVAA'ların 0° ve 90°'deki konumlarıdaki (a) Dijital model görüntüsü (b) Şematik çizim görüntüsü ve (c) TPA görüntüsü.

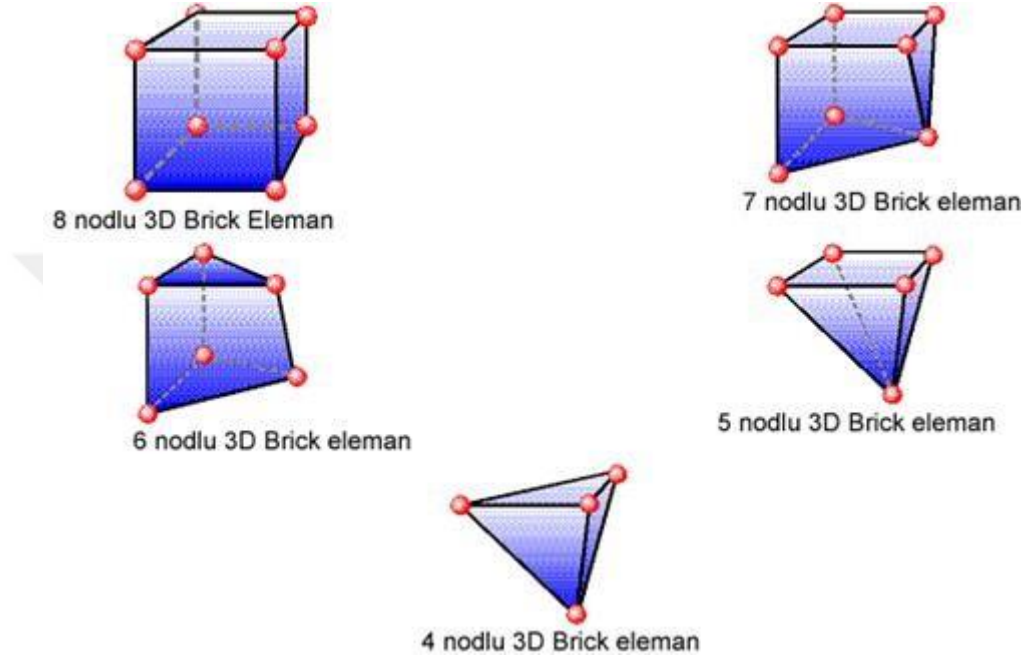
#### *1. Modellerin matematiksel Ağ Yapısının Oluşturulması*

Rhinoceros'da oluşturulan model setleri, analizi yapılmak üzere 3 boyutlu koordinatlar korunarak Algor Fempro (Autodesk Inc, Pittsburgh, PA, ABD) yazılım programına aktarılmıştır. Rhinoceros'da yüzey şeklinde yapılan ağ yapının oluşturulması işlemi, Fempro yazılımında katı model şeklinde yapılmıştır (Şekil 3.23).



**Şekil 3.23 :** Ay yapısı ile matematiksel model oluşturulması.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmıştır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşmadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır (Şekil 3.24). Çalışmamızda kullanılan düğüm ve eleman sayıları Tablo 3.2’de belirtilmektedir.



Şekil 3.24 : Eleman nod sayısı ve şekilleri.

Tablo 3.2 : Çalışmamızda kullanılan eleman ve düğüm sayısı.

	Eleman sayısı	Düğüm sayısı
Distalizasyon 0°	545430	152295
Distalizasyon 90°	545158	150441
Distalizasyon 180°	544707	151824
Distalizasyon 225°	544761	151826
Distalizasyon 270°	544794	151839
Distalizasyon 315°	545308	150473
İntrüzyon	569191	159265

## 2. Malzeme özelliklerinin tanımlanması

Bütün matertaller izotropik, homojen ve lineer olarak planlanmıştır. Bu materyallerin mekanik özellikleri SEM analizleri için literatürlerde belirlenen değerler kullanılmıştır [226]. Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her

elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Modellemede kullanılan malzemelerin young modülü ve poisson oranı değerleri önceki çalışmalardan alınmıştır [227-229] (Tablo 3.3).

**Tablo 3.3 :** Modellenen materyallerin elastikiyet modülü ve Poisson oranı.

Malzeme	Elastikiyet modülü / Young Modülü (Mpa)	Poisson Oranı
Çelik (Braket, ark teli, TPA)	209860	0.3
Diş	18600	0.31
Periodontal ligament	0.69	0.45
Spongios kemik	1370	0.3
Kortikal kemik	15000	0.3

### 3. Sınır koşullarının belirlenmesi

Modeller, maksiller kemiğin üst bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da —0|| harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 3.25). Sisteme kuvvet uygulandığında destek olarak referans alınan bu noktalar, analizi gerçekleştirilen bölgelerden uzakta seçilmelidir.

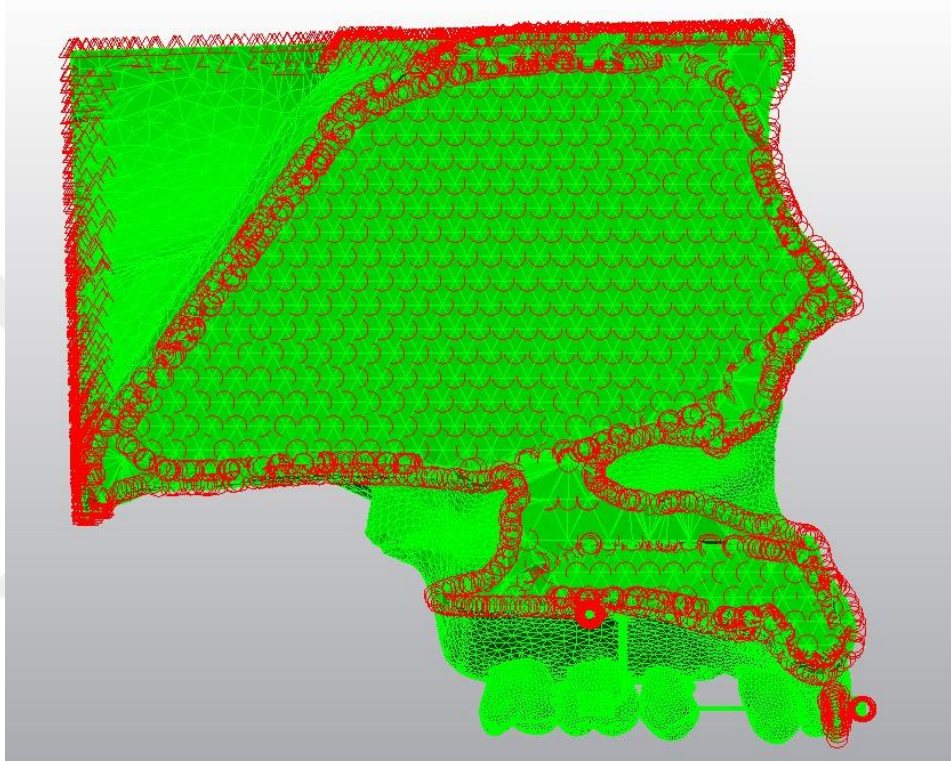
Birinci modelde kanin dişinin distalizasyonu amacıyla, MVA'ya ön kolundan bağlanan kuvvet aktarıcılar her açıda aynı kuvvet miktarı olmak üzere; kanin braketine 150 gr (1.4709975 N) kuvvet uygulanmıştır. İkinci modelde molar dişlerin intrüzyonu amacıyla MVA sisteminin her iki koluna da aynı kuvvet miktarında ve ark teline dik olacak şekilde ve birinci ile ikinci molar dişlerin mezial bölgelerine, 100'er gr (0.980665) kuvvet uygulanmıştır.

Distalizasyon ve intrüzyon koşulunda yapılan 2 farklı tasarımda, toplamda 6 adet distalizasyon (0°, 90°, 180°, 225°, 270° ve 315°) ve 1 adet intrüzyon olmak üzere toplamda 7 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç, elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve yorumlanmasıdır. Bu ve benzeri çalışmalar sonunda varılacak

linik sonuçlar açısından, elde edilen verilerin en doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi çok önemlidir.

Mini plak ve kemik arasındaki kontak noktası mükemmel olarak düşünülerek, bu yüzeyler arasındaki simülasyon kontak eleman tipi bağlı (bonded) olarak tasarlanmıştır. Böylece yüzeyler arasındaki kayma ve ayrılma hareketleri elimine edilebilmiştir.



**Şekil 3.25** : Sınır koşulu tanımlamaları.

#### 4. BULGULAR

Çalışmamızda, MVA sisteminin farklı yönlerden kuvvet uygulayabilme özelliğine bağlı olarak, farklı vektörlerde uygulanan kuvvet senaryolarında dişlerde ve fiksasyon vidalarında meydana gelen stres ve yer değiştirme miktarları analiz edilmiştir. Yer değiştirmeler; transversal, ön-arka ve dikey düzlemlerde incelenmiştir. İki ayrı model üzerinde çalışma yapılmıştır. Birinci modelde; kanin distalizasyonu hareketine MVA'nın ön kolundan toplam 6 adet farklı açılarda ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $225^\circ$ ,  $270^\circ$  ve  $315^\circ$ ) kuvvet uygulanmasına bağlı etkiler analiz edilmiştir. Bu modelde aktif olarak sadece ön kol kullanılmış, arka kol pasif bırakılmıştır.

İkinci modelde ise molar dişlerin intrüzyon hareketi analiz edilmiş, başka herhangi bir diş hareketi incelenmemiştir. İlk senaryodan farklı olarak, intrüzyon hareketinin simülasyonunda, her iki kuvvet aktarıcı kol da aktif olarak kullanılmış ve köşeli çelik arka dik yönde kuvvet aktarabilmek için ön kol  $0^\circ$ , arka kol  $90^\circ$  olarak ayarlanmıştır.

Tüm bu değerlerin yanında farklı açılardan verilen kuvvetlerin, MVAA'yı alveolar kemiğe sabitleyen fiksasyon vidaları etrafında oluşturduğu von Mises gerilmeleri incelenmiştir.

Analiz sonucu elde edilen sonuçlar, MVAA'dan uygulanan kuvvetin ilk uygulama anında elde edilen verilerdir. Çalışmamızda von Mises gerilmeleri, maksimum ve minimum gerilme değerleri ve yer değiştirme miktarları x, y, z düzlemlerinde incelenmiştir. X eksen; transversal düzlemi, y eksen; sagittal düzlemi, z eksen; vertikal düzlemi göstermektedir. Tüm bu veriler bir renk skalasına göre gösterilmiştir. Her renk bir değer aralığını göstermektedir.

Von Mises gerilmelerini gösteren şekillerde kırmızı renk alanları maksimum gerilmeyi, mavi renk alanları ise minimum gerilmeyi temsil eder.

Maksimum gerilme değerleri (maksimum asal gerilme) kırmızı renkli alanlar ile gösterilirken, minimum gerilme (minimum asal gerilme) değerleri mavi alanlarda gösterilmektedir. Minimum gerilme değeri aynı zamanda maksimum sıkışma değerini temsil etmektedir.

x, y, z düzlemlerindeki yer değiştirme miktarında kırmızı renkli alanlar belirtilen eksende maksimum değerleri, mavi renkli alanlar bu eksenin tersi yönündeki hareket miktarını verir. Yeşil ve sarı renkli alanlar ise belirtilen eksen yönündeki minimum yer değiştirmeyi belirtir.

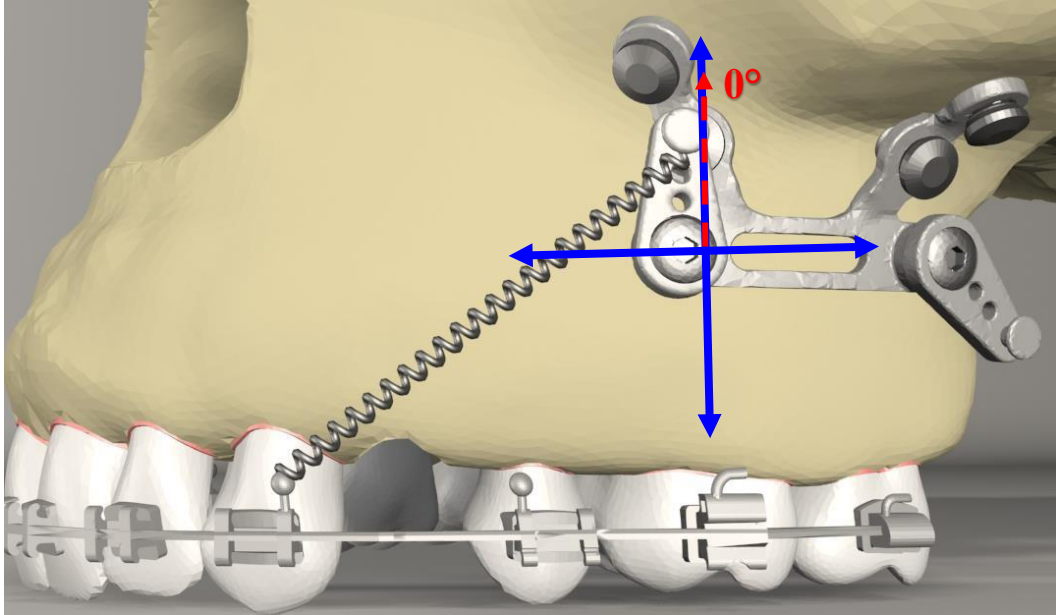
Çalışmamızda yer değiştirme parametreleri mm cinsinden, gerilme değerleri N/mm<sup>2</sup>, von Mises gerilmeleri N/mm<sup>2</sup> cinsinden tanımlanmıştır.

#### 4.1 Birinci Modelden Elde Edilen Bulgular

Birinci modelde MVA sistemi kullanarak kanin dişine 150 gr'lık kuvvetler, farklı açıdaki vektörlerden verilmiştir.

##### 4.1.1 MVAA'nın 0°deki konumu

Birinci modelde MVAA'nın 0°deki konumundan Ni-Ti kapalı sarmal yay ile kanin dişine distalizasyon amaçlı kuvvet uygulandığı senaryo; Şekil 4.1'de verilmiştir.



Şekil 4.1 : Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 0°deki konumu.

##### 4.1.1.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri

MVAA'nın 0°deki konumundan Ni-Ti kapalı sarmal yay ile kanin dişine distalizasyon amaçlı kuvvet uygulandığı senaryoda dişlerde oluşan yer değiştirme miktarları Tablo 4.1 ve 4.2' de verilmiştir. Tablo 4.1; santral, lateral, kanin ve premolar dişlerin bukko-insizal kenarlarından, molarların ise mezio-bukkal tüberkül

kenarlarından alınmış referans noktalarına ait yer değiştirme değerlerini belirtmektedir. Tablo 4.2; diş köklerinin yer değiştirme değerlerini göstermektedir.

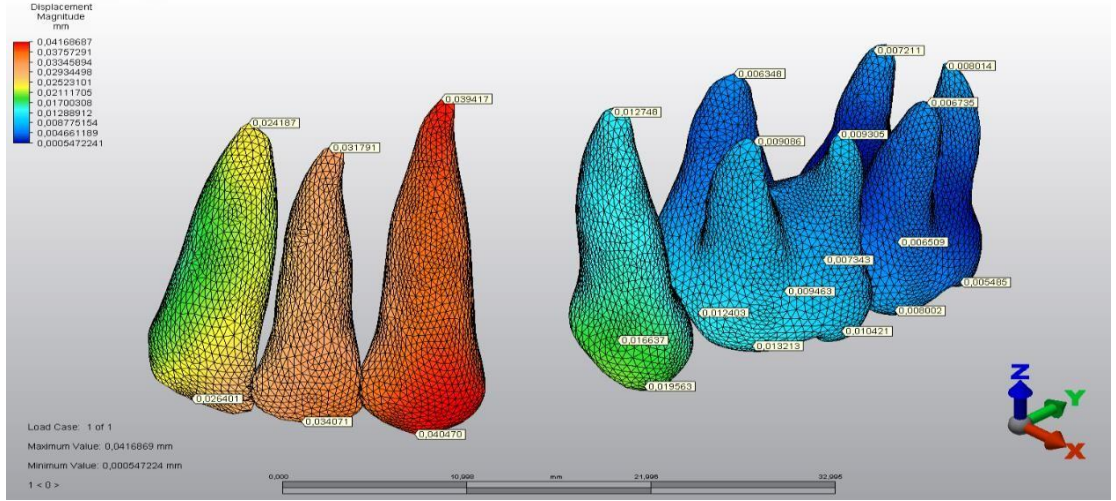
**Tablo 4.1 :** MVAA'nın 0°'deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgesindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları.

	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	0,02	0,020	0,006	0,016	0,006
Lateral	0,03	0,019	0,006	0,027	0,119
Kanin	0,04	0,021	0,005	0,033	0,042
2. Premolar	0,01	0,014	-0,006	0,011	0,039
1. Molar	0,013	0,010	-0,004	0,006	0,004
2. Molar	0,008	0,006	-0,003	0,003	0,065

**Tablo 4.2 :** MVAA'nın 0°'deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları.

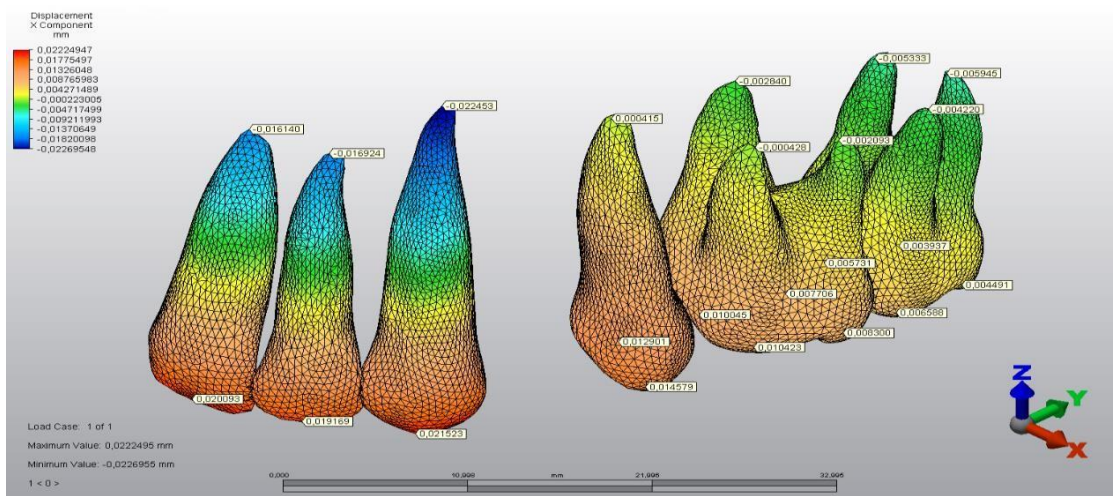
	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	0,024	-0,016	0,01	0,014	0,0002
Lateral	0,031	-0,016	0,01	0,022	0,0002
Kanin	0,039	-0,022	0,02	0,025	0,00003
2. Premolar	0,012	0,0004	0,009	0,008	0,00005
1. Molar (bukkal)	0,009	-0,0004	0,006	0,006	0,00003
1. Molar (palatinal)	0,006	-0,002	0,005	0,002	0,003
2. Molar (bukkal)	0,006	-0,004	0,005	0,006	0,0002
2. Molar (palatinal)	0,007	-0,005	0,003	-0,003	0,005

Toplam yer değiştirme (displacement magnitude) değerleri, Şekil 4.2'de verilmiştir. En fazla yer değiştirme kaninin kuron ve kök seviyesinde görülmüştür. Lateral ve santral dişlerde de azalan miktarlarda yer değiştirme söz konusudur. Premolarda kuron ve kök hareketi gözlemlenirken molarların bu hareketleri önemsenmeyecek kadar azdır.



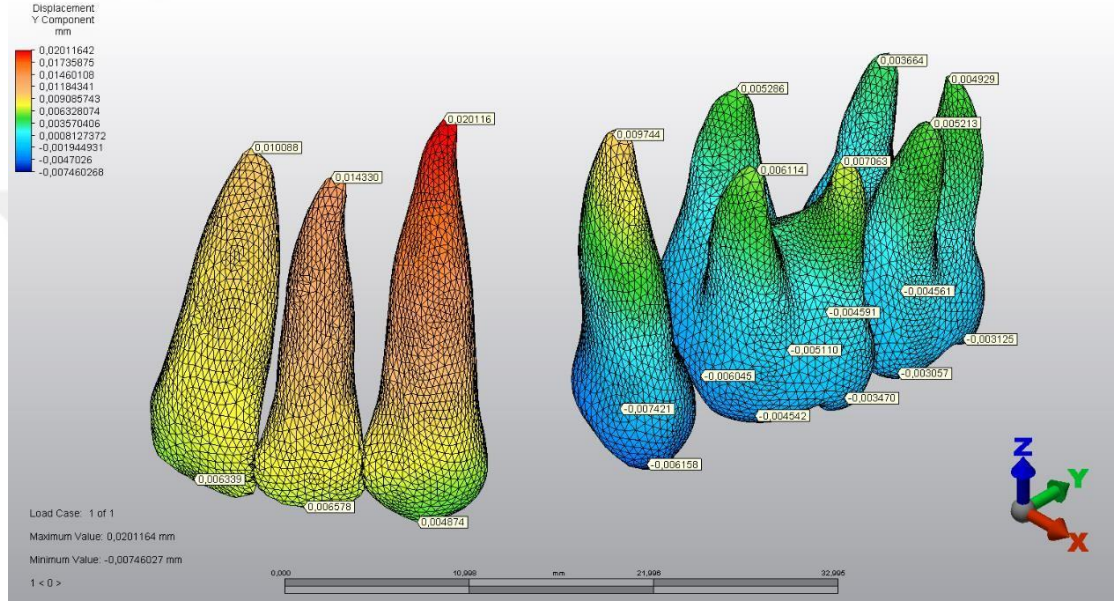
**Şekil 4.2 :** MVAA 0°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin toplam yer değıştirme miktarları.

MVAA'nın 0°deki konumunda verilen distalizasyon kuvvetinin x eksenini (transversal düzlem) üzerinde dişlerde meydana getirdiği yer değıştirme değeri Şekil 4.3'de gösterilmektedir. Bu diagrama göre en fazla yer değıştirme kanin dişinin kuronunda (0,021 mm), insizal kenar bölgesinde artmış şekilde x eksenini aynı yönde meydana gelmiştir. Kanin dişinin kök ucu ise kuron hareketinin tersi yönünde hareket etmiştir (-0,022 mm). Santral ve lateral dişlerin kuronları x eksenini aynı yönde (0,019mm) yer değıştirirken, kökleri ise x eksenini ters yönde yer değışirmiştir. Önemsenmeyecek miktarlarda olmakla beraber; premoların kuron ve kök hareketi x eksenini aynı yönde olurken, molar dişlerin kuronları bukkale, kökleri palatinala doğru yer değışirmiştir.



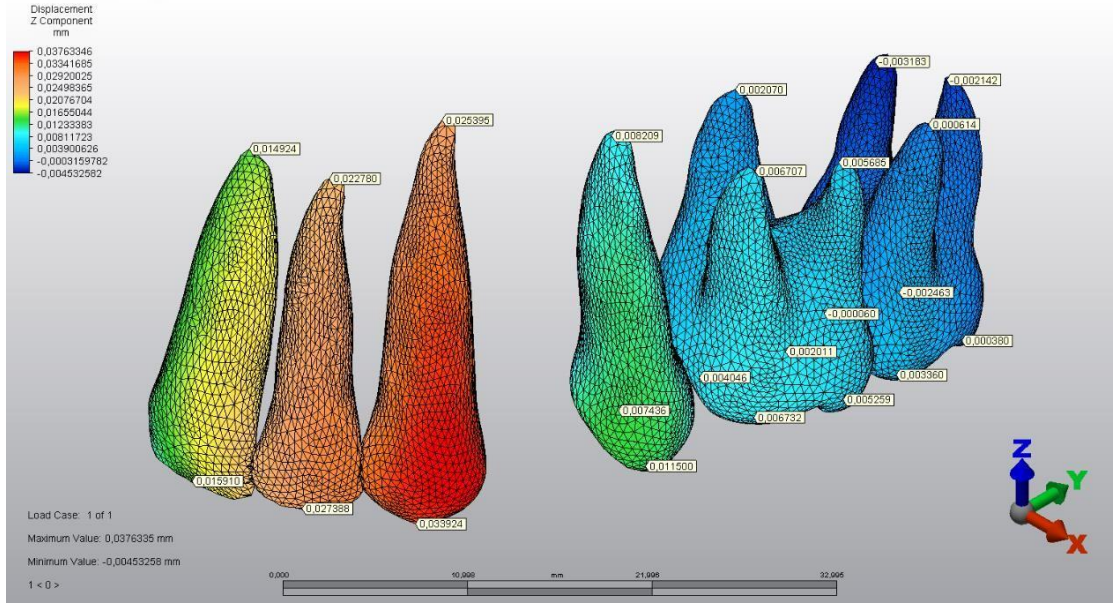
**Şekil 4.3 :** MVAA 0°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin x ekseninde yer değıştirme miktarları.

Y eksenine (sagittal düzlem) üzerinde kanin dişinin kuruğunu ve kökünü aynı yönde (distale doğru) yer değiştirmiştir (0,0048 mm). Kanin dişinin kökü de kurondan daha fazla olacak miktarda y eksenine aynı yönde hareket etmiştir (0,020 mm). Santral ve lateral dişlerin kuruğları ve kökleri palatinala doğru yer değiştirmişlerdir. Premoların ve molarların kuruğlarında y ekseninin tersi yönünde yer değiştirme gözlemlenirken, bu dişlerin kökleri y eksenine aynı doğrultuda hareket etmişlerdir (Şekil 4.4).



**Şekil 4.4 :** MVAA 0°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin y ekseninde yer değiştirme miktarları.

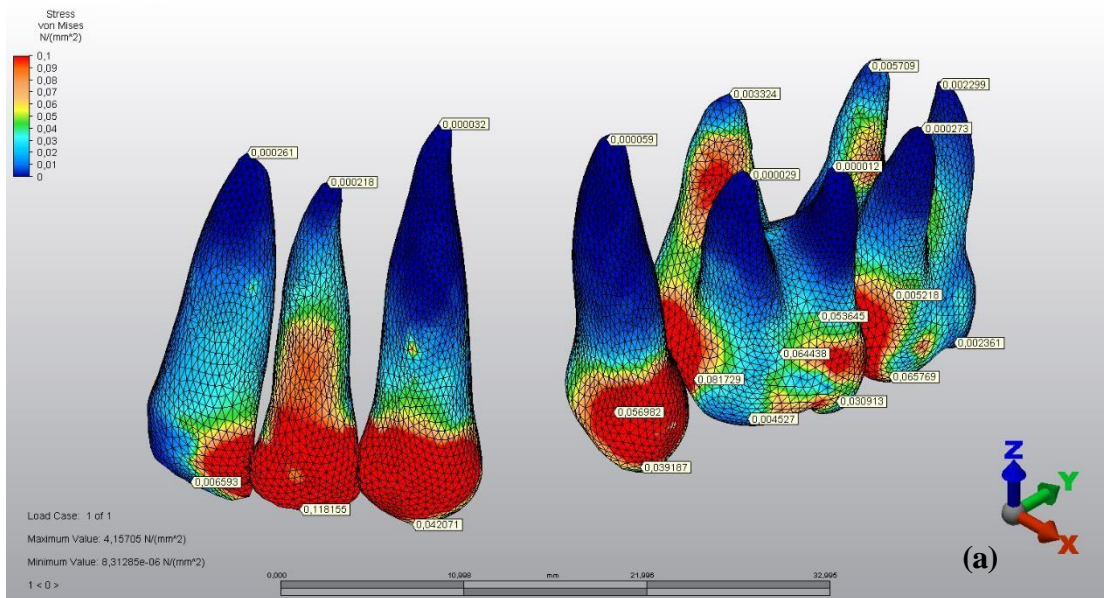
Z eksenine (vertikal düzlem) üzerinde kanin dişi kurondan başlayarak kökün apeksine kadar azalacak şekilde devam eden intrüzyon hareketi vardır (Şekil 4.5). En fazla intrüze olan bölgenin kaninin apeks bölgesinden başlayıp, kole bölgesine doğru olduğu görülmektedir. Z eksenine aynı yönde lateral dişin kuruğu ve kökünde de yer değiştirme görülmektedir (0,027 mm, 0,022 mm). Santral dişinde insizal ve kök kısımlarında daha az miktarda intrüzyon görülmüştür. İkinci molar dişin palatinal ve distobukkal köklerinde göz ardı edilebilecek miktarda ekstrüzyon görülürken tüm premolar ve molar dişlerin kuruğu ve köklerinde intrüzyon hareketi görülmüştür.

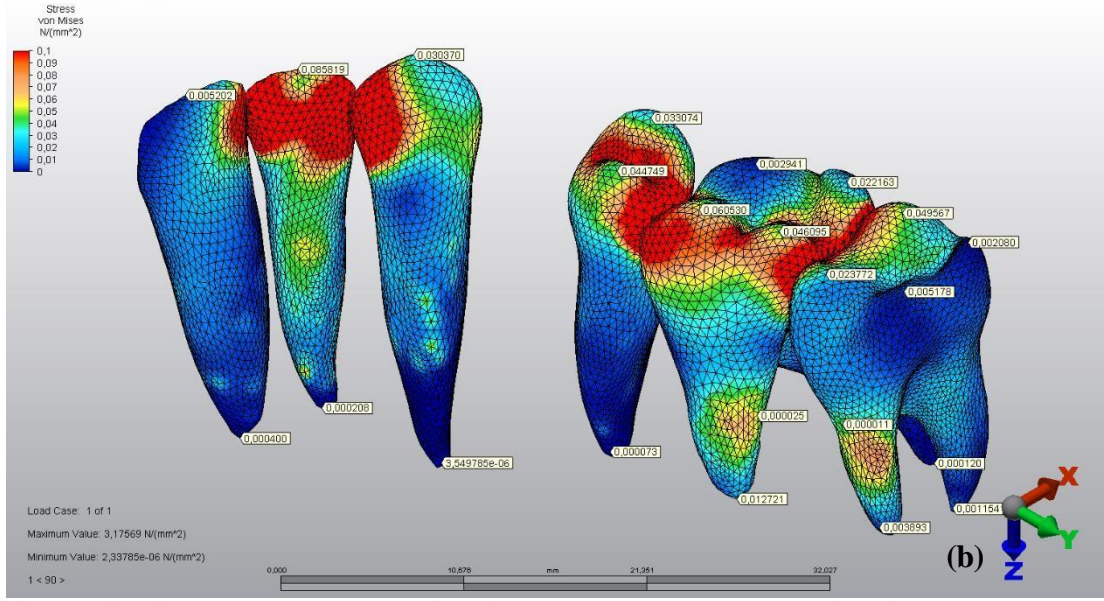


**Şekil 4.5 :** MVAA 0°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları.

#### 4.1.1.2 Gerilme değerleri

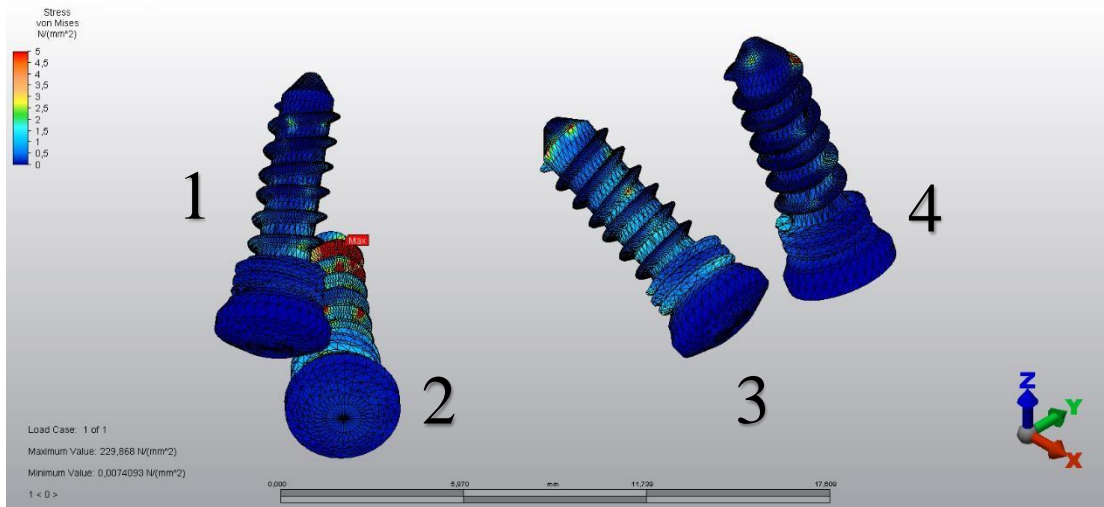
Dişlere ait von Mises gerilme değeri Şekil 4.6a ve Şekil 4.6b'de görülmektedir. En fazla gerilmenin kanin dişinin kuronunda bukkal alanda tüm yüzeyde, lingual alanın mezialinde yoğunlaştığı görülmektedir. Lateral ve premolar dişlerin bukkal yüzeylerinde, santral dişin distalinde ve molar dişlerin aproksimal yüzeylerinde en fazla gerilmelerin olduğu gözlemlenmiştir.





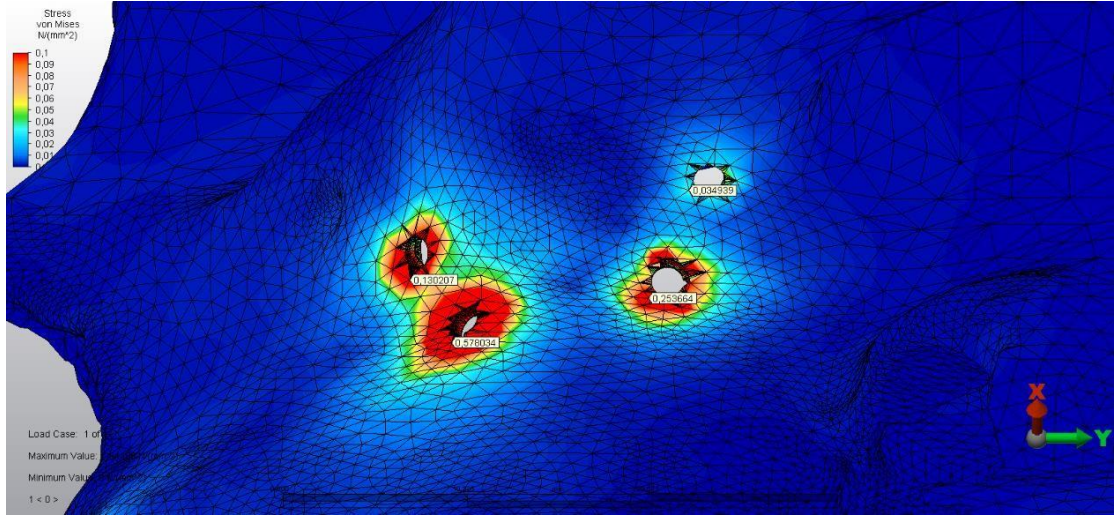
**Şekil 4.6 :** MVAA 0°’de konumlu iken distalizasyonda dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal.

Fiksasyon vidalarında en fazla gerilme Şekil 4.7’de görüldüğü üzere 2 numaralı vidanın apeksine yakın kısmında görülmüştür. Maksimum alınan değer 229,8  $N/mm^2$ ’dir.



**Şekil 4.7 :** MVAA 0°’de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının von Mises gerilme değerleri.

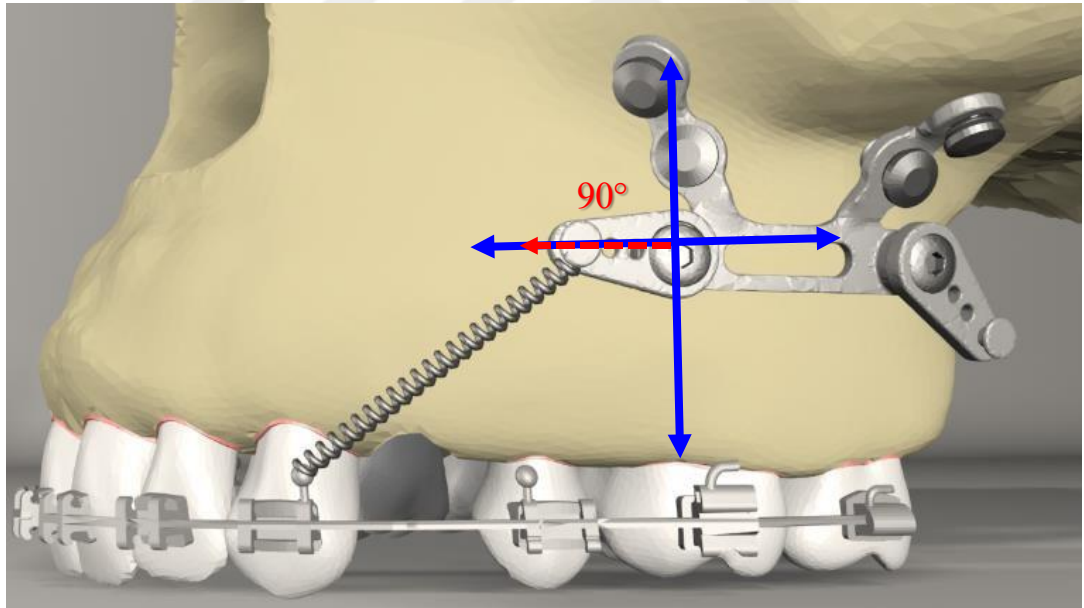
Fiksasyon vidaları çevre kemik dokusuna ait von Mises gerilme değerleri Şekil 4.8’de görülmektedir. Buna göre sırasıyla azalacak şekilde en fazla gerilim 2,1 ve 3 numaralı vidalarda görülmüştür. 4 numaralı vidada kayda değer bir gerilim bulunmamaktadır.



**Şekil 4.8 :** MVAA 0°’de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının çevre kemik dokulara meydana getirdiği von Mises gerilme değerleri.

#### 4.1.2. MVAA’nın 90°’deki konumu

Birinci modelde MVAA’nın 90°’deki konumundan Ni-Ti kapalı sarmal yay ile kanin dişine distalizasyon amaçlı kuvvet uygulandığı senaryo; Şekil 4.9’da verilmiştir.



**Şekil 4.9 :** Kanin distalizasyonunda MVAA’nın 90°’deki konumu.

##### 4.1.2.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri

MVAA’nın 90°’deki konumundan Ni-Ti kapalı sarmal yay ile kanin dişine distalizasyon amaçlı kuvvet uygulandığı senaryoda dişlerde oluşan yer değiştirme miktarları Tablo 4.3 ve Tablo 4.4’de verilmiştir. Tablo 4.3; santral, lateral, kanin ve premolar dişlerin bukko-insizal kenarlarından, molarların ise mezio-bukkal tüberkül

kenarlarından alınmış referans noktalarına ait yer değiştirme değerlerini belirtmektedir. Tablo 4.4; diş köklerinin yer değiştirme değerlerini göstermektedir.

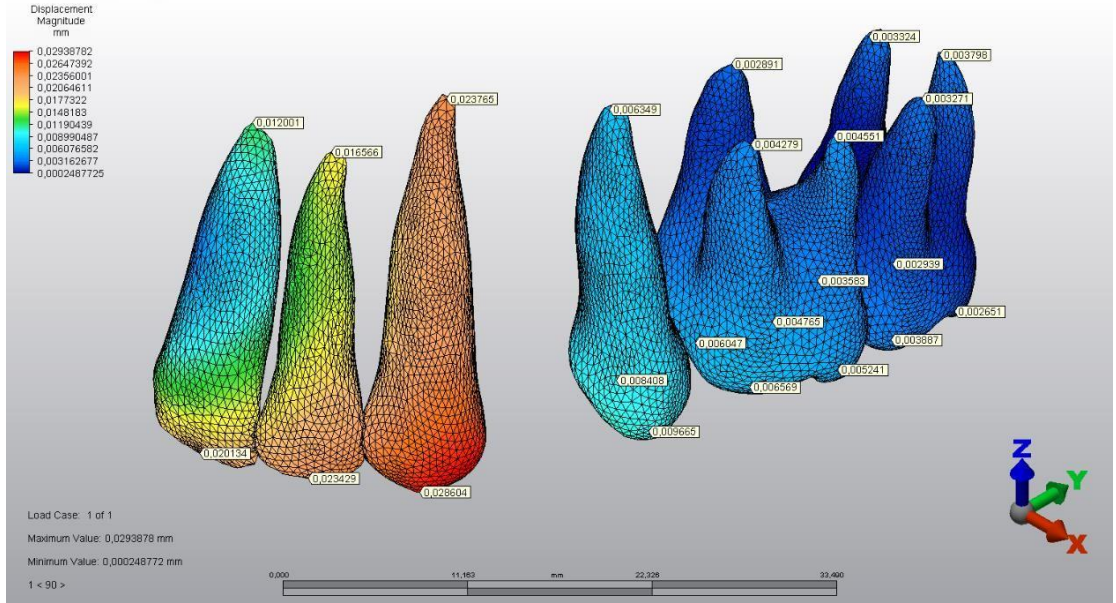
**Tablo 4.3 :** MVAA'nın 90°'deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgesindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları.

	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	0,020	0,019	0,004	0,004	0,005
Lateral	0,023	0,018	0,004	0,013	0,085
Kanin	0,028	0,020	0,003	0,020	0,030
2. Premolar	0,009	0,007	-0,002	0,005	0,033
1. Molar	0,006	0,005	-0,001	0,003	0,002
2. Molar	0,003	0,003	-0,001	0,001	0,049

**Tablo 4.4 :** MVAA'nın 90°'deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları.

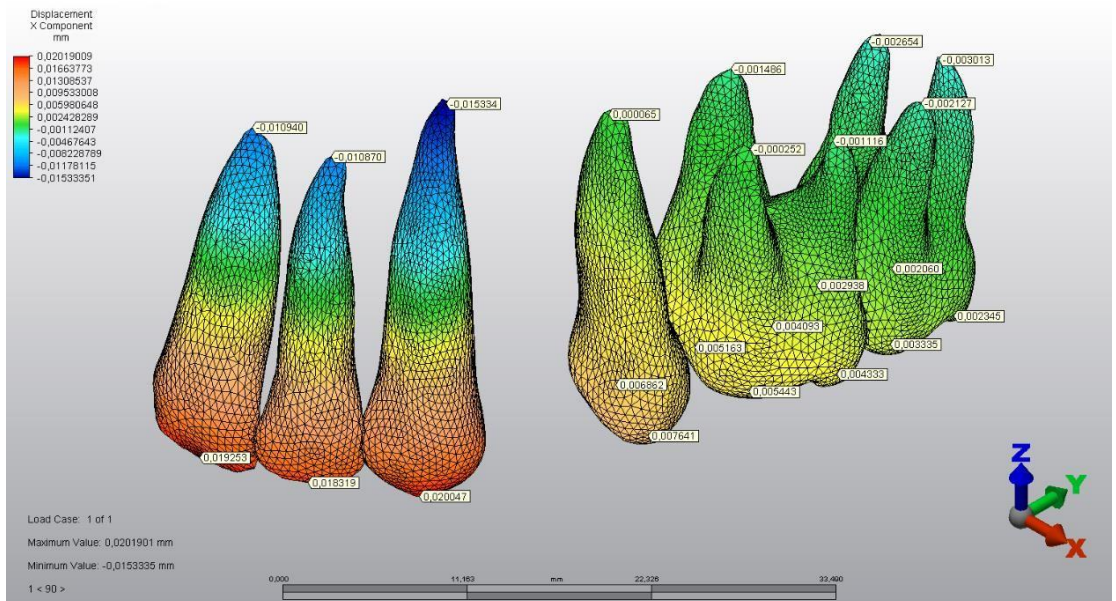
	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	0,012	-0,01	0,001	0,004	0,0004
Lateral	0,016	-0,01	0,005	0,011	0,0002
Kanin	0,023	-0,01	0,008	0,015	3,5e-06
2. Premolar	0,006	0,00006	0,005	0,003	0,000073
1. Molar (bukkal)	0,004	-0,0002	0,002	0,003	0,00002
1. Molar (palatinal)	0,002	-0,001	0,002	0,0008	0,012
2. Molar (bukkal)	0,003	-0,002	0,002	0,0006	0,0001
2. Molar (palatinal)	0,003	-0,002	0,001	-0,001	0,003

Toplam yer değiştirme (displacement magnitude) değerleri Şekil 4.10'da verilmiştir. En fazla yer değiştirme kanin dişin kuronel distal kısmında (0,028 mm) olmuştur. Lateral ve kesici dişlerde azalan miktarda hareket grlmştir. Premolar ve molar dişlerde hareket miktarı gittikçe azalmaktadır.



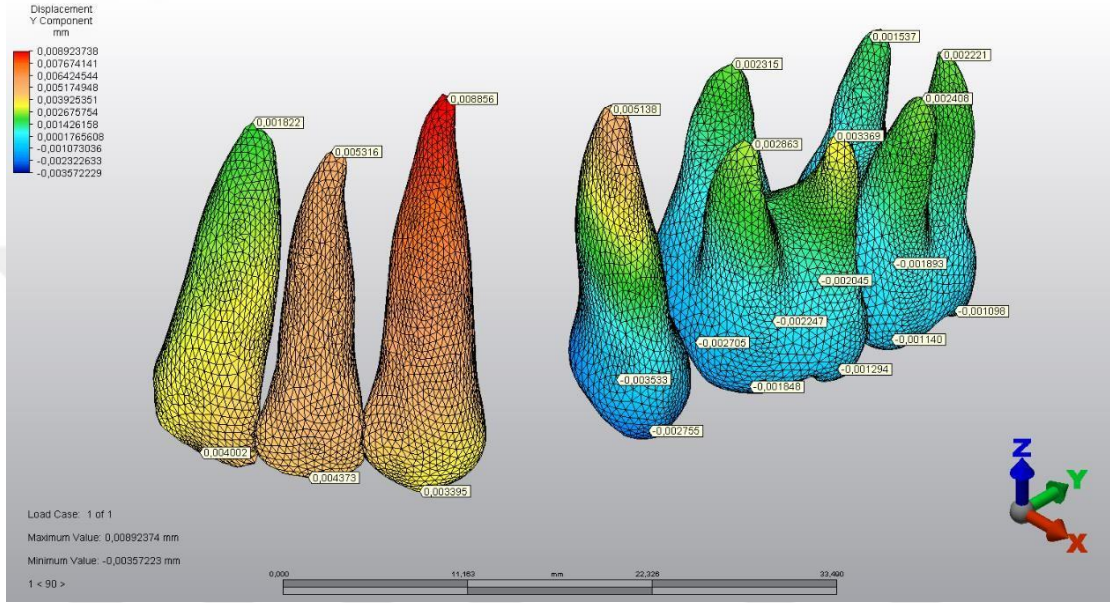
**Şekil 4.10 :** MVAA 90°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları.

X eksenine (transversal düzlem) göre dişlerin yer değiştirme diagramı aşağıdaki Şekil 4.11'de görülmektedir. Kaninin krununda x eksenine aynı yönde hareket görülürken, kökünde ters yönde bir hareket gerçekleşmiştir. Lateral ve santral dişlerde de hareket miktarı azalmakla beraber, krunlar x eksenine aynı yönde kökleri ise x eksenine ters yönde hareket etmişlerdir. Premolarda krun ve kök x eksenine aynı düzlemde hareket ederken, molarlarda krunlar x eksenine aynı yönde hareket ederken, kökleri x eksenine ters yönde hareket etmişlerdir.



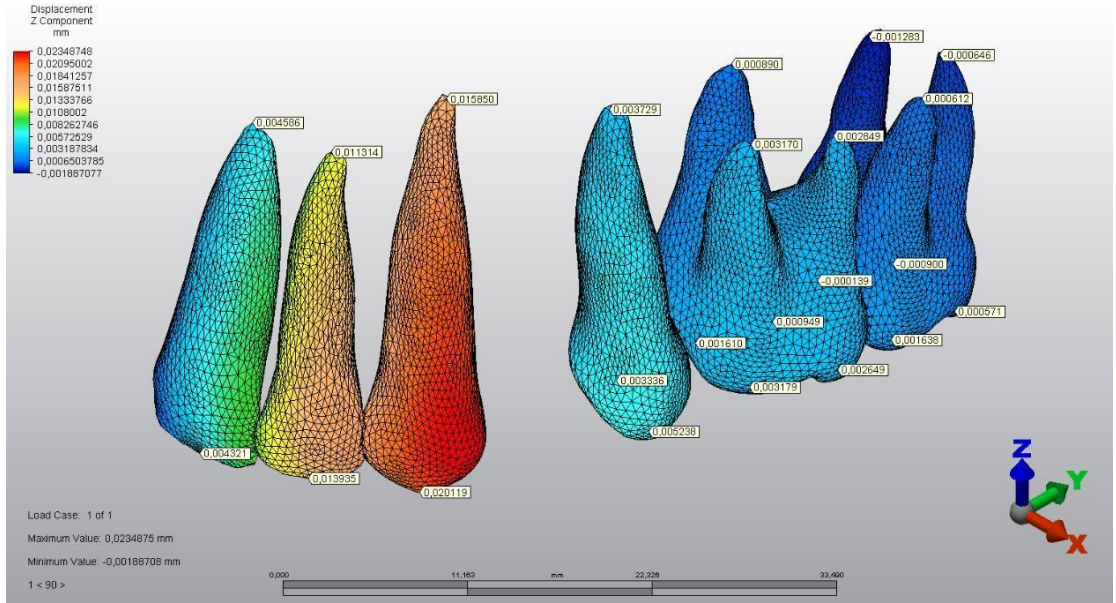
**Şekil 4.11 :** MVAA 90°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin x ekseninde yer değiştirme miktarları.

Y eksenine (sagittal düzlem) göre kaninin kuronu ve kökü y eksenini takip edecek şekilde distale hareket etmiştir. Kök noktasındaki hareket (0,008 mm) kuron noktasındaki hareketten (0,003 mm) daha fazla olmuştur. Lateral ve santral dişlerin hem kuron hem kökleri y eksenine ile aynı düzlemde hareket etmişlerdir. Premolar ve molarların kuronlarında ise y ekseninin tersi yönünde meziale doğru hareket görülürken köklerinde distale doğru hareket görülmüştür (Şekil 4.12).



**Şekil 4.12 :** MVAA 90°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin y ekseninde yer değiştirme miktarları.

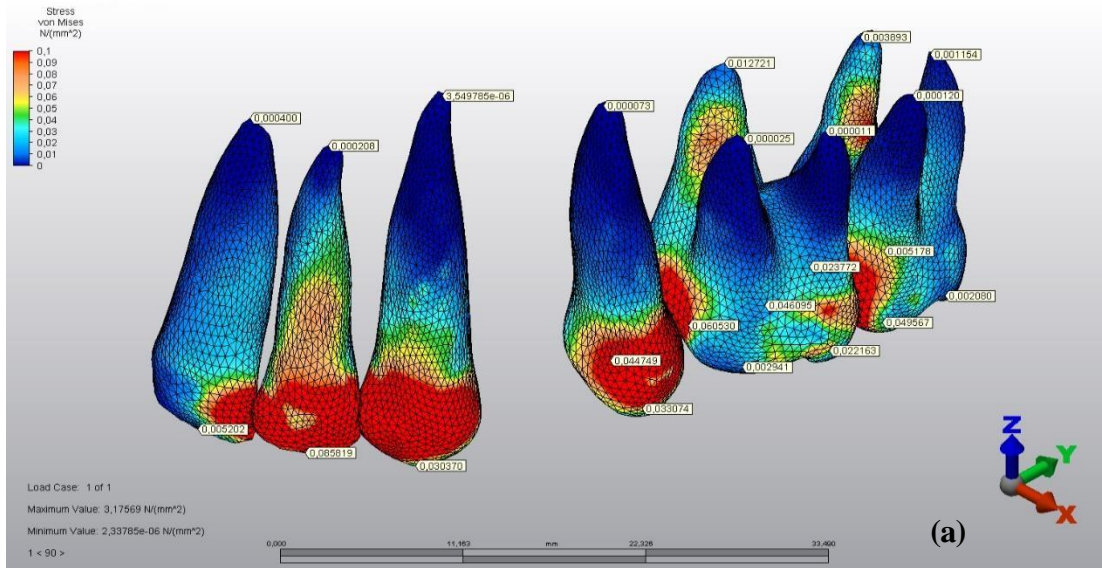
Z eksenine (vertikal düzlem) kanin dişinin distal bölgesinde yoğun olmakla beraber kurondan (0,020 mm) köke (0,015 mm) doğru hareket miktarı azalan z eksenine ile aynı yönde olan intrüzyon hareketi gözlenmektedir (Şekil 4.13). Aynı intrüzyon hareketi lateral ve santral dişlerin kuronunda kök ucuna doğru azalan miktarlarda görülmektedir. İkinci molar dişin palatinal ve disto-bukkal kökünde z eksenine ters yönde önemsiz düzeyde ekstrüzyon görülmüştür. Premolar ve molarların diğer tüm kuron ve köklerinde intrüzyon hareketi elde edilmiştir.

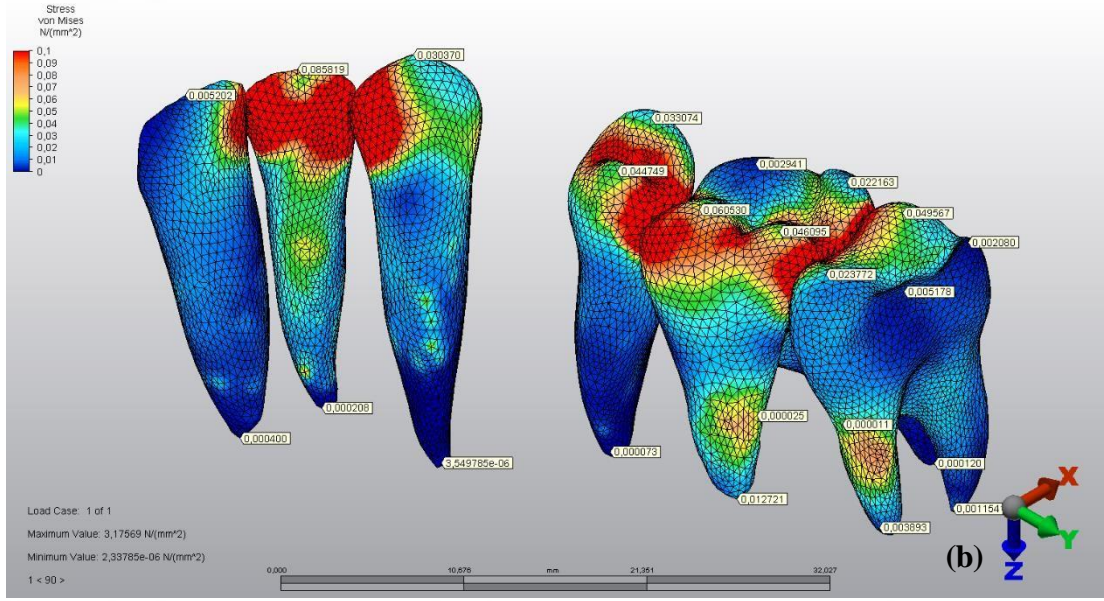


**Şekil 4.13 :** MVAA 90°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları.

#### 4.1.2.2. Gerilme Değerleri

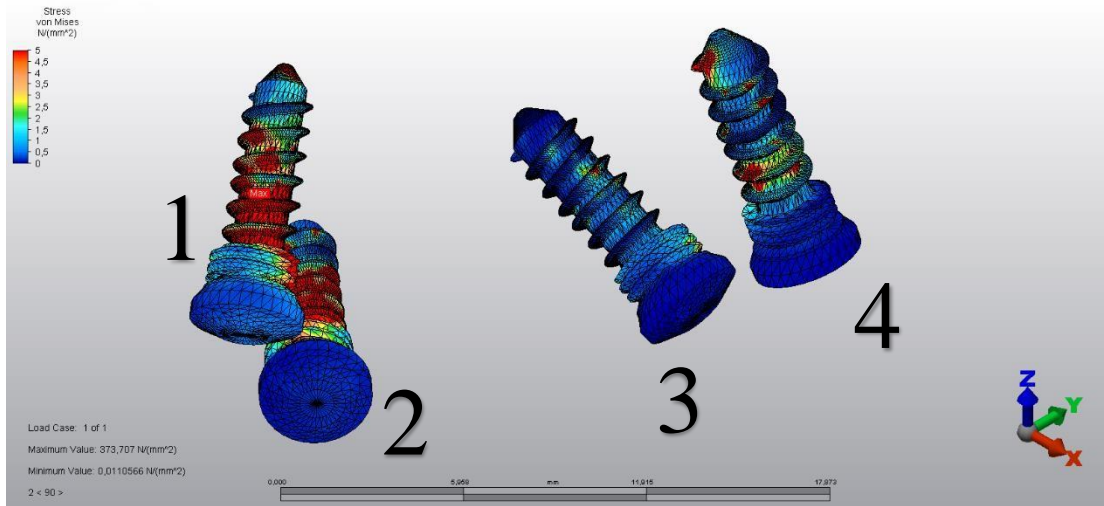
Şekil 4.14a ve 4.14b'deki von Mises gerilme değerlerine bakıldığında en fazla gerilme değerlerinin kanin ve lateral dişlerinin kural bukkaal yüzeylerinde ve santral dişin kural distal kenarında olduğu gözlenmektedir. Lingual bölgede gerilmenin kaninin mezial kısmında, lateralin tüm kural yüzeyinde, santralde ise mezialinde olduğu belirlenmiştir. Premoların kuralında ve molarların aproksimal kısımlarında yoğun gerilme alanları görülmüştür.





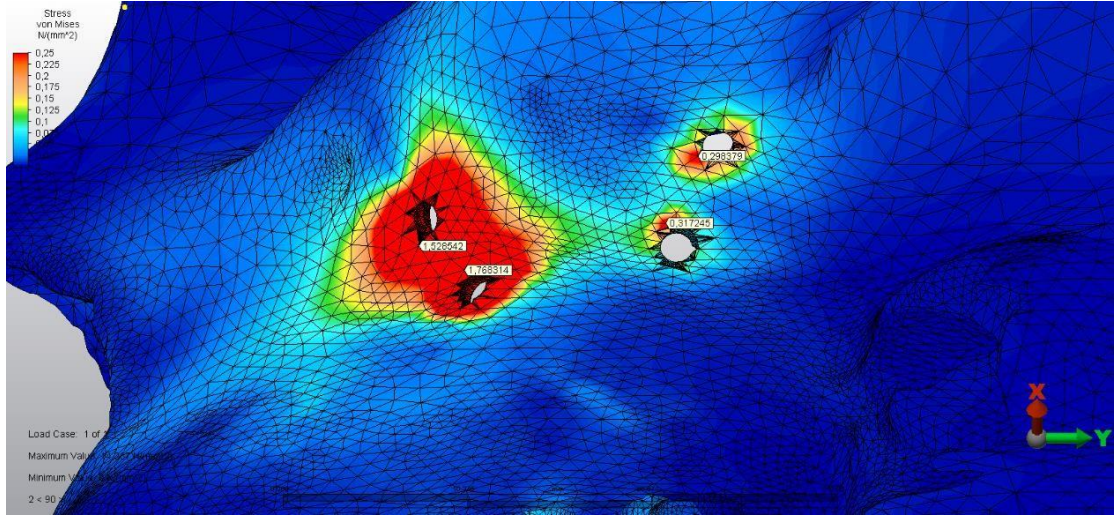
**Şekil 4.14 :** MVAA 90°’de konumlu iken distalizasyonda dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal.

Fiksasyon vidalarından en fazla gerilme Şekil 4.15’de görüldüğü üzere 1 ve 2 numaralı vidanın boyun kısmına yakın gövde bölgelerinde gerilme alanları görülmüştür. 3 numaralı vidada gövde üzerinde önemli olmayan noktasal gerilme alanları görülmektedir.



**Şekil 4.15 :** MVAA 90°’de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının von Mises gerilme değerleri.

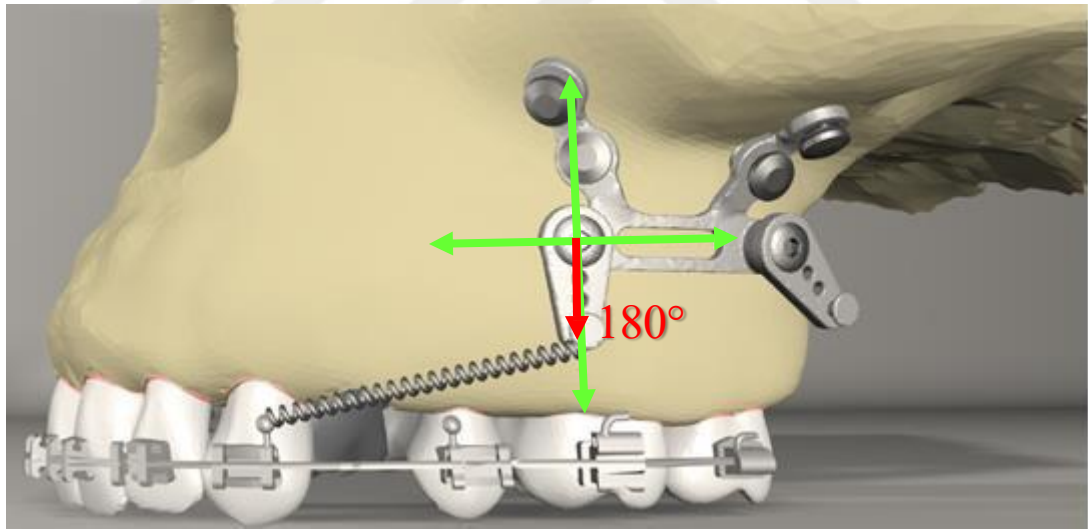
Fiksasyon vidaları çevre kemik dokusuna ait von Mises gerilme değerleri Şekil 4.16’da görülmektedir. 1 ve 2 numaralı vidaların çevre kemik dokularında yoğun gerilme alanları gözlenmektedir. 3 ve 4 numaralı fiksasyon vidalarının çevre dokularında kayda değer gerilim alanları gözlenmemektedir.



**Şekil 4.16 :** MVAA 90°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının çevre kemik dokulara meydana getirdiği von Mises gerilme değerleri.

#### 4.1.3 MVAA'nın 180°'deki konumu

Birinci modelde MVAA'nın 180°'deki konumundan Ni-Ti kapalı sarmal yay ile kanin dişine distalizasyon amaçlı kuvvet uygulandığı senaryo; Şekil 4.17'de verilmiştir.



**Şekil 4.17 :** Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 180°'deki konumu.

##### 4.1.3.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri

MVAA'nın 180°'deki konumundan Ni-Ti kapalı sarmal yay ile kanin dişine distalizasyon amaçlı kuvvet uygulandığı senaryoda dişlerde oluşan yer değiştirme miktarları Tablo 4.5 ve Tablo 4.6'de verilmiştir. Tablo 4.5; santral, lateral, kanin ve premolar dişlerin bukko-insizal kenarlarından, molarların ise mezio-bukkal tüberkül

kenarlarından alınmış referans noktalarına ait yer değiştirme değerlerini belirtmektedir. Tablo 4.6; diş köklerinin yer değiştirme değerlerini göstermektedir.

**Tablo 4.5 :** MVAA'nın 180°'deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgesindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları.

	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	0,016	0,013	0,009	0,002	0,024
Lateral	0,018	0,011	0,012	0,007	0,156
Kanin	0,019	0,010	0,013	0,010	0,034
2. Premolar	0,009	0,009	0,001	0,001	0,021
1. Molar	0,007	0,006	0,002	0,001	0,011
2. Molar	0,005	0,003	0,003	0,002	0,033

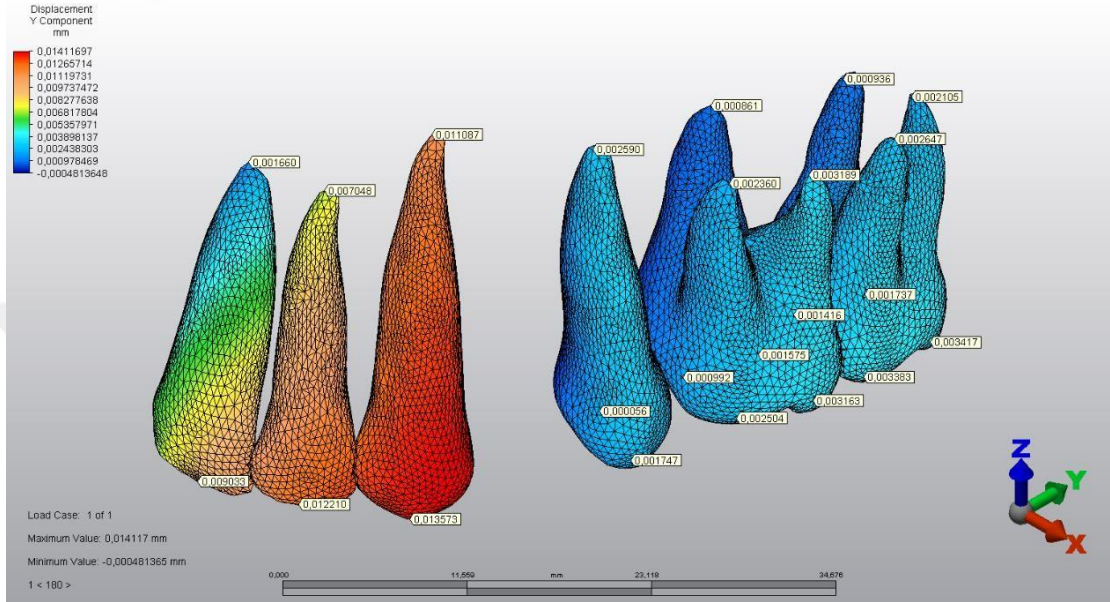
**Tablo 4.6 :** MVAA'nın 180°'deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları.

	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	0,005	-0,002	0,001	0,004	0,0002
Lateral	0,010	-0,001	0,007	0,007	0,0001
Kanin	0,014	-0,003	0,011	0,009	0,00001
2. Premolar	0,003	0,001	0,002	-0,0006	8,9e-06
1. Molar ( <i>bukkal</i> )	0,002	0,0004	0,002	0,001	0,00003
1. Molar ( <i>palatinal</i> )	0,001	-0,001	0,0008	-0,0002	0,001
2. Molar ( <i>bukkal</i> )	0,004	-0,002	0,002	0,002	0,0001
2. Molar ( <i>palatinal</i> )	0,003	-0,003	0,0009	0,0004	0,002

Toplam yer değiştirme (displacement magnitude) değerleri Şekil 4.18'de verilmiştir. En fazla yer değiştirme miktarı kanin dişinde görülmüştür. Kanin dişinin kuron kısmı (0,019 mm), kök kısmından (0,014 mm) önemsenmeyecek miktarda fazla yer değiştirmiştir. Lateral ve santral dişlerin insizal kenarları köklerinden daha fazla miktarda yer değiştirmişlerdir. Premolar ve molar dişlerde az miktarda yer değiştirme görülmüştür.

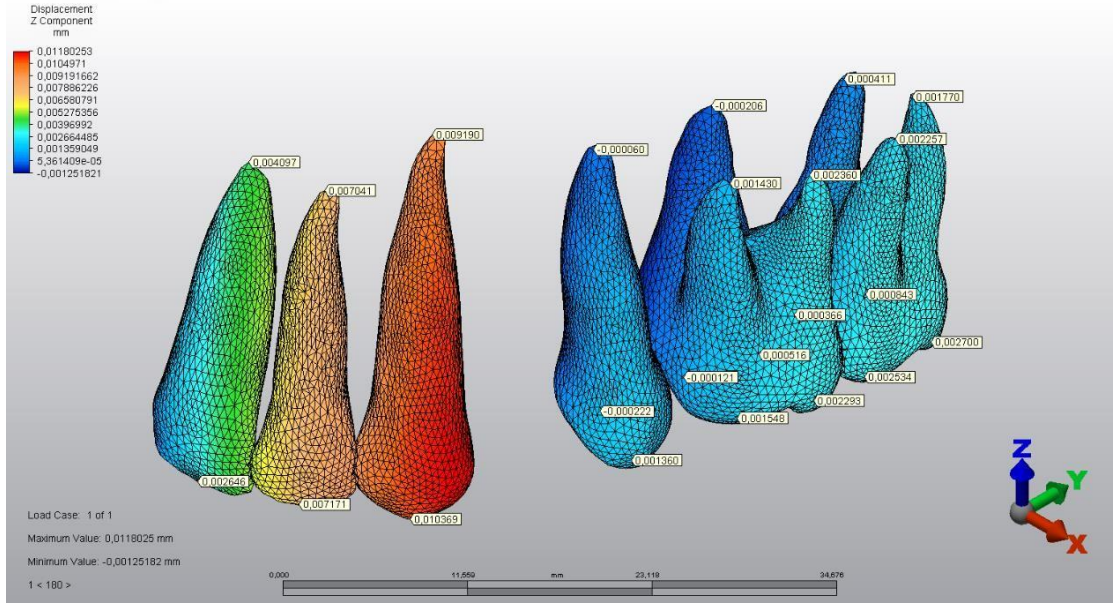


Y ekseninde kanin dişinin kuruunu (0,013 mm) ve kökü (0,011 mm) distale doğru hareket etmiştir. Lateral ve kesici dişlerin kuru ve köklerinde de miktar azalmakla beraber y eksenini ile aynı yönde hareket gözlemlenmektedir. Premolar ve molarların kuru ve köklerinde az miktarda y eksenini ile aynı yönde distale hareket oluşmuştur (Şekil 4.20).



**Şekil 4.20 :** MVAA 180°’de konumlu iken distalizasyonda dişlerin y ekseninde yer değiştirme miktarları.

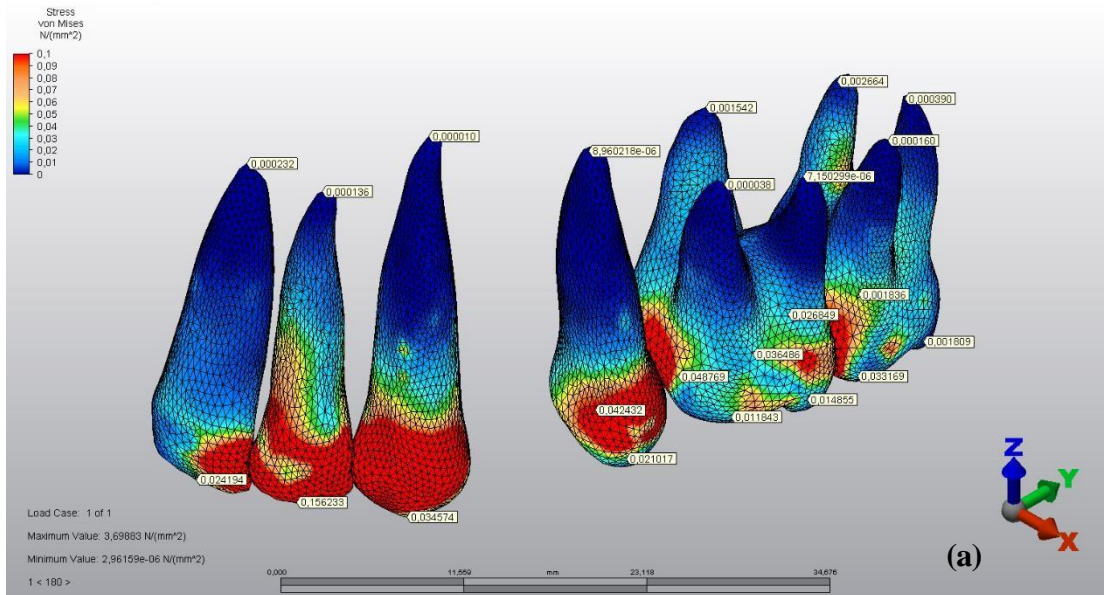
Z eksenine bakıldığında kanin dişinin kuruonundan köke doğru azalan özellikle distal yarısında yoğunlaşan intrüzyon hareketi görülmektedir. Lateral dişin distal kısmında daha fazla olmakla beraber aynı intrüzyon hareketinin santral ve lateral kesici dişlerinde de olduğu gözlemlenmiştir. Premolar dişin kökü ve birinci molar dişin palatinal kökü z eksenine ters yönde ekstrüzyon yapacak şekilde hareket ederken, posterior dişlerin diğer köklerinde ve kuruonlarında z eksenini ile aynı yönde intrüzyon hareketi görülmüştür (Şekil 4.21).



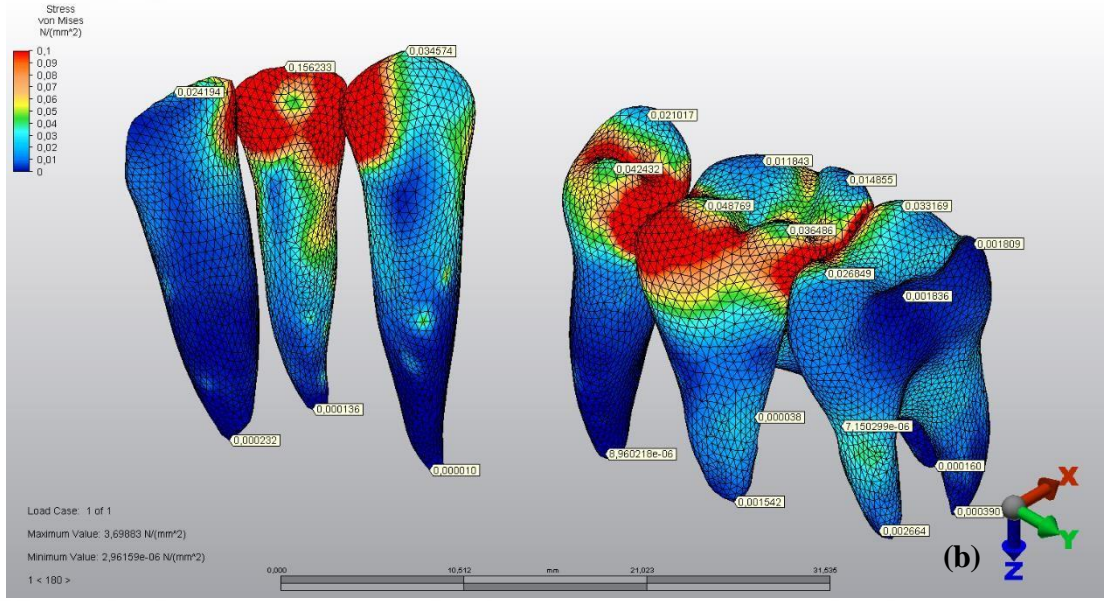
Şekil 4.21 : MVAA 180°’de konumlu iken distalizasyonda dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları.

#### 4.1.3.2 Gerilme değerleri

Şekil 4.22a ve Şekil 4.22b ’de görüldüğü üzere von Mises gerilme değerleri; kanin ve lateral dişlerin kuron bölgesine yayıldığı, santral dişin ise sadece distal kısmında olduğu görülmüştür. Lingual bölgeler incelendiğinde ise kanin dişinin mezial, santral dişin distal ve lateral dişin ise tüm kuron yüzeyinde gerilim alanlarının olduğu görülmektedir. Premoların bukkal kuron yüzeyinde ve molarların aproksimal bölgelerinde gerilme alanları oluşmuştur

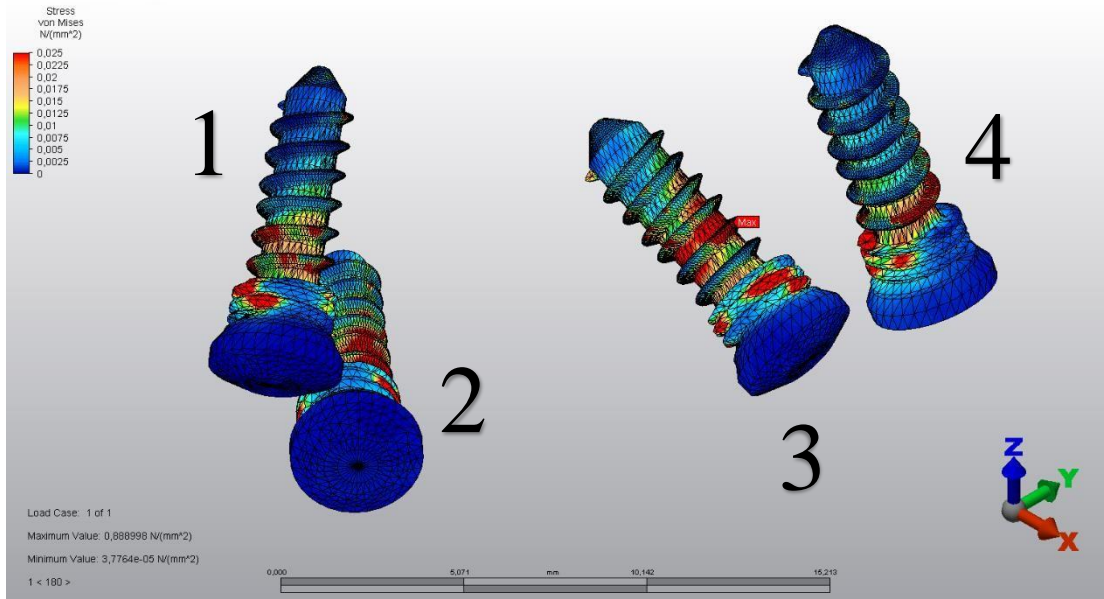


(a)



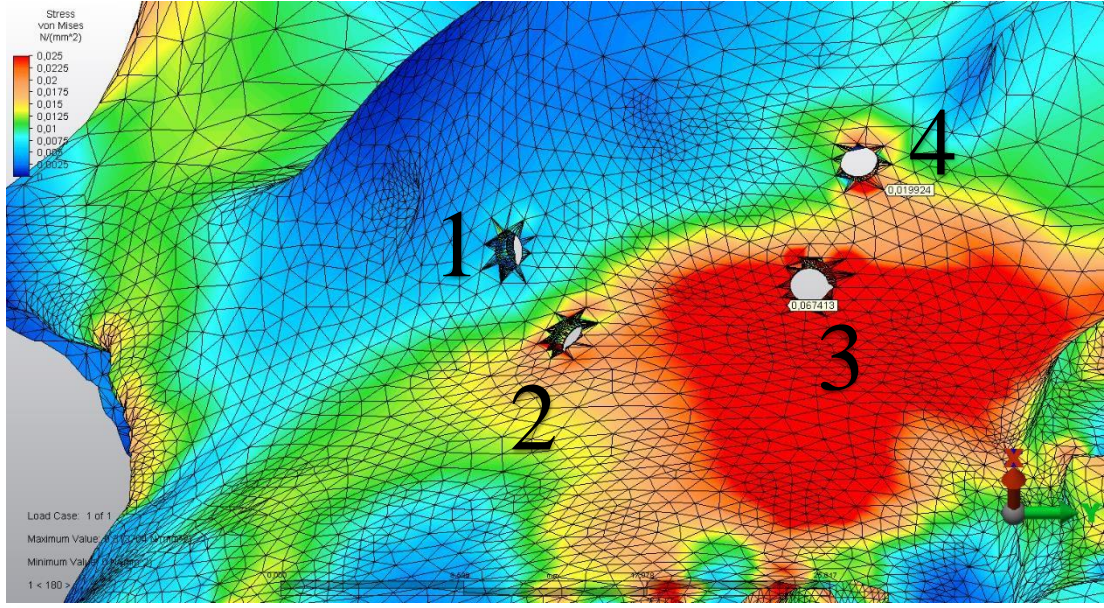
**Şekil 4.22 :** MVAA 180° de konumlu iken distalizasyonda dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal.

Fiksasyon vidalarına ait von Mises gerilme değerleri Şekil 4.23’de görülmektedir. Vidaların tümünde boyun bölgelerine yakın alanlarda gerilme bölgeleri görülmektedir.



**Şekil 4.23 :** MVAA 180° de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının von Mises gerilme değerleri.

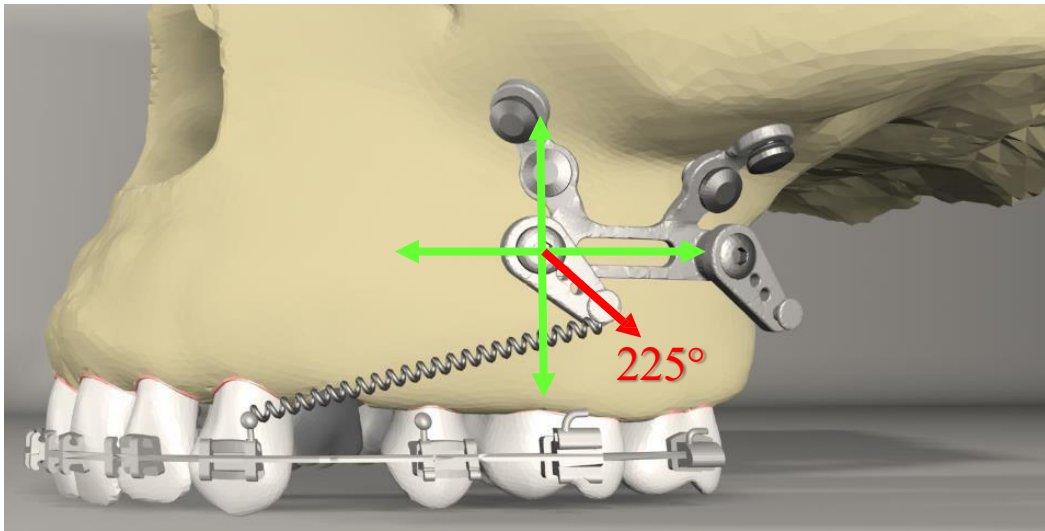
Fiksasyon vidalarının çevre kemik dokuların da meydana gelen von Mises gerilme değerleri Şekil 4.24’de verilmiştir. 3 numaralı vidanın çevresinde yoğun gerilmeler gözlemlenmektedir. 2 ve 4 numaralı vidalarda gerilme mevcutken 1 numaralı vidada gerilme izlenmemiştir.



**Şekil 4.24 :** MVAA 180°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının çevre kemik dokulara meydana getirdiği von Mises gerilme değerleri.

#### 4.1.4 MVAA'nın 225°'deki konumu

Birinci modelde MVAA'nın 225°'deki konumundan Ni-Ti kapalı sarmal yay ile kanin dişine distalizasyon amaçlı kuvvet uygulandığı senaryo; Şekil 4.25'da verilmiştir.



**Şekil 4.25 :** Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 225°'deki konumu.

##### 4.1.4.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri

MVAA'nın 225°'deki konumundan Ni-Ti kapalı sarmal yay ile kanin dişine distalizasyon amaçlı kuvvet uygulandığı senaryoda dişlerde oluşan yer değiştirme miktarları Tablo 4.7 ve Tablo 4.8'de verilmiştir. Tablo 4.7; santral, lateral, kanin ve

premolar dişlerin bukko-insizal kenarlarından, molarların ise mezio-bukkal tüberkül kenarlarından alınmış referans noktalarına ait yer değiştirme değerlerini belirtmektedir. Tablo 4.8; diş köklerinin yer değiştirme değerlerini göstermektedir.

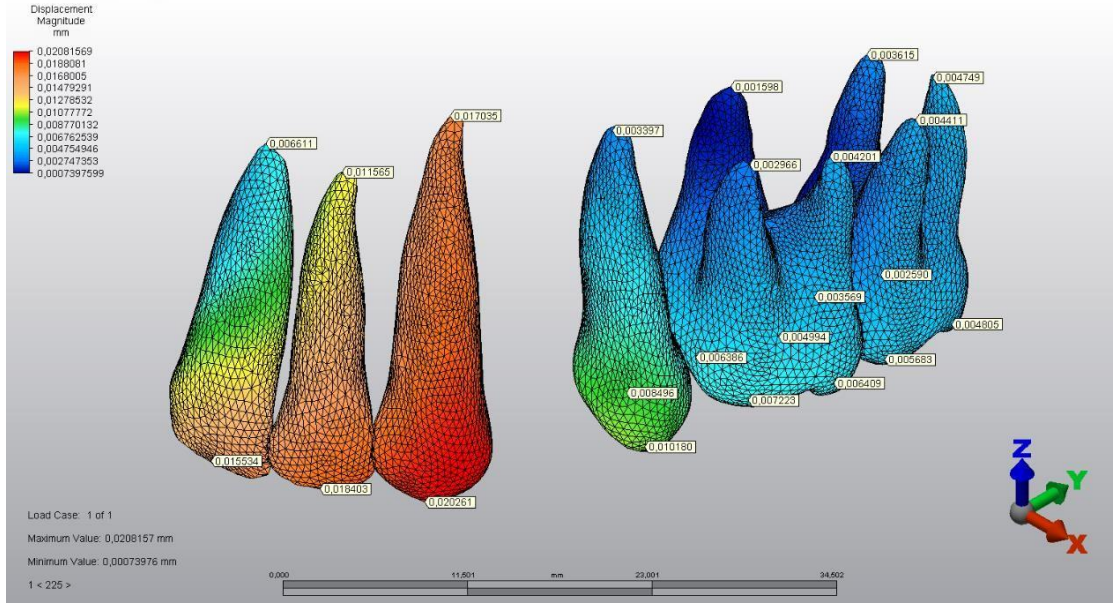
**Tablo 4.7 :** MVAA'nın 225°'deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgesindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları.

	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	0,015	0,012	0,008	0,003	0,024
Lateral	0,018	0,011	0,012	0,008	0,138
Kanin	0,02	0,009	0,013	0,011	0,043
2. Premolar	0,01	0,009	0,001	0,001	0,020
1. Molar	0,007	0,006	0,002	0,001	0,009
2. Molar	0,005	0,003	0,003	0,002	0,040

**Tablo 4.8 :** MVAA'nın 225°'deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları.

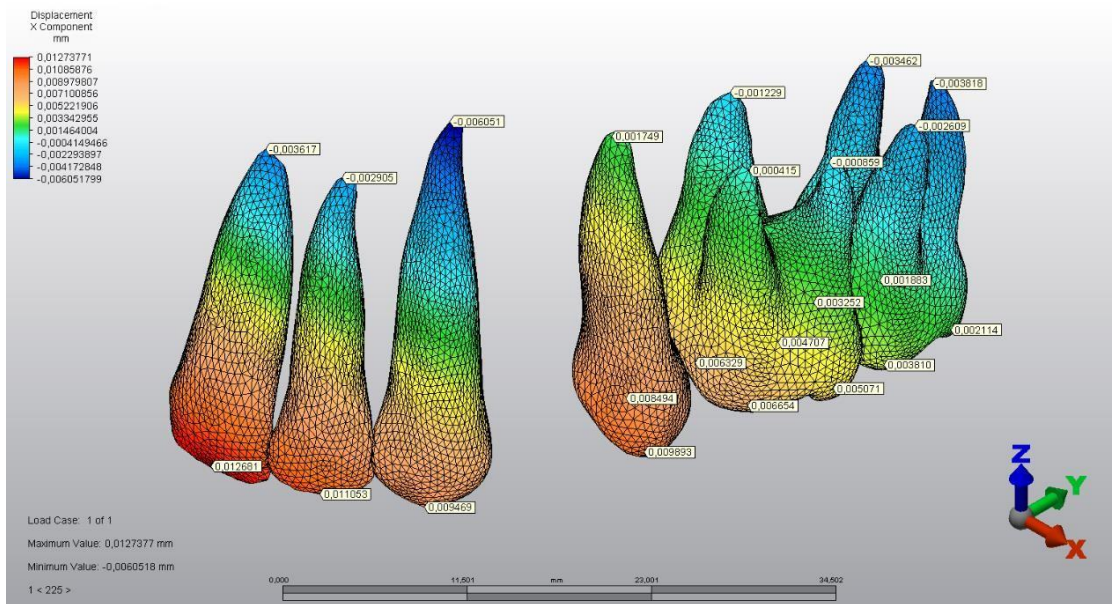
	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	0,006	-0,003	0,002	0,005	0,0002
Lateral	0,01	-0,002	0,007	0,008	0,0001
Kanin	0,01	-0,006	0,01	0,009	0,00001
2. Premolar	0,003	0,001	0,002	0,0001	9,9e-06
1.Molar (bukkal)	0,007	0,0004	0,002	0,001	0,00003
1. Molar (palatinal)	0,001	-0,001	0,001	-0,00009	0,001
2. Molar (bukkal)	0,004	-0,002	0,002	0,002	00001
2. Molar (palatinal)	0,003	-0,003	0,0009	0,0003	0,004

Şekil 4.26'de görüldüğü üzere toplam yer değiştirme miktarı en fazla kanin dişinde görülmüştür (0,020 mm). Lateral ve santral dişlerinde kaninden daha az miktarlarda olmakla beraber yer değiştirmeler mevcuttur. Premolar ve molarlarda ise yer değiştirme miktarları azalmakla beraber mevcuttur.



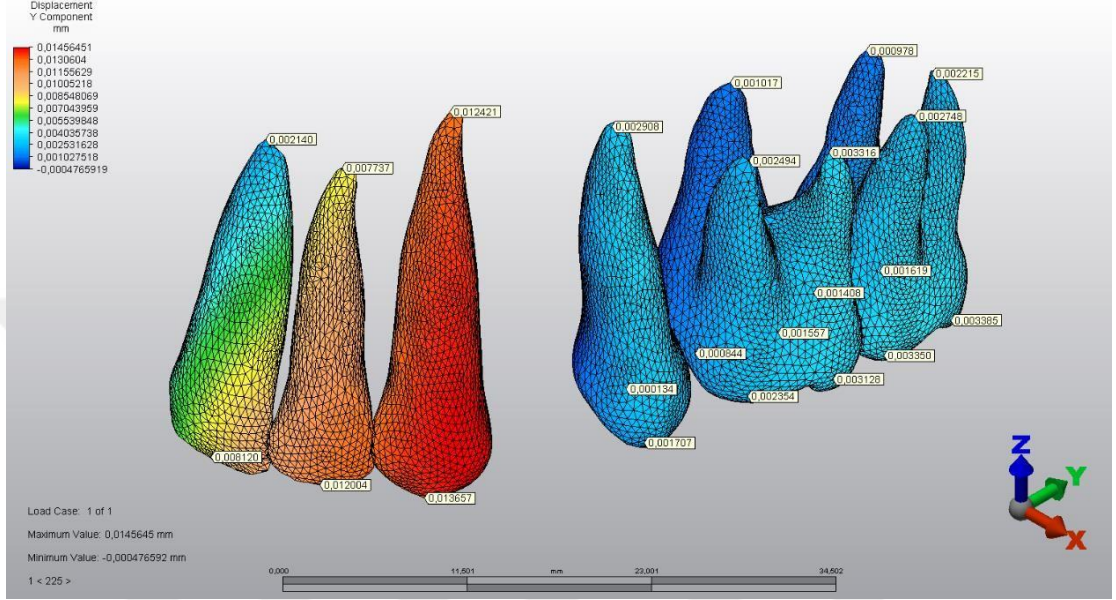
**Şekil 4.26 :** MVAA 225°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları.

X eksenine göre kanin kanin dişinin kuru, x eksenine aynı yönde kökü ise ters yönde hareket etmiştir. Lateral ve santral dişlerinin kuru x eksenine aynı yönde, kökleri ters yönde mesiale doğru hareket ettiği görülmüştür. Premoların kuru ve kökü x eksenine yönünde hareket etmiştir. Molarların kuru ve birinci moların mezio-bukkal kökü x eksenine aynı yönde hareket ederken, molarların diğer tüm kökleri x eksenine tersi yönünde hareket etmiştir (Şekil 4.27).



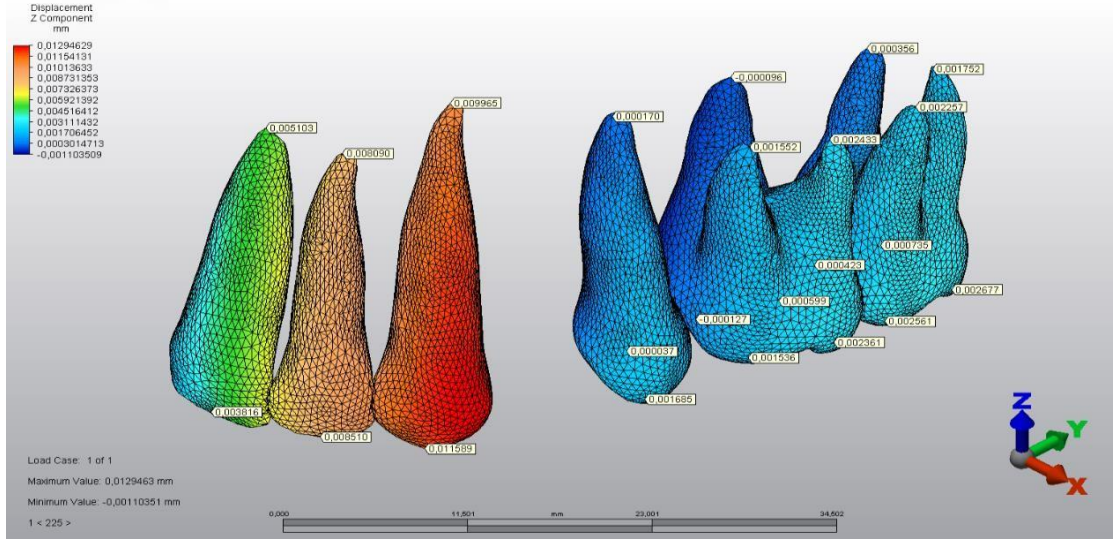
**Şekil 4.27 :** MVAA 225°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin x ekseninde yer değiştirme miktarları.

Y eksenine ait Şekil 4.28'deki yer değiştirme miktarları incelendiğinde kaninin kuron (0,013 mm) ve kökünün (0,012 mm), hemen hemen aynı miktarlarda distale hareketi gözlemlenmiştir. Lateral ve santral dişlerin kuron ve kökleri de y eksenine aynı yönde hareket etmiştir. Premolar ve molarlarda az miktarlarda kuron ve köklerde y ekseninde hareket olmuştur.



**Şekil 4.28 :** MVA 225°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin y ekseninde yer değiştirme miktarları.

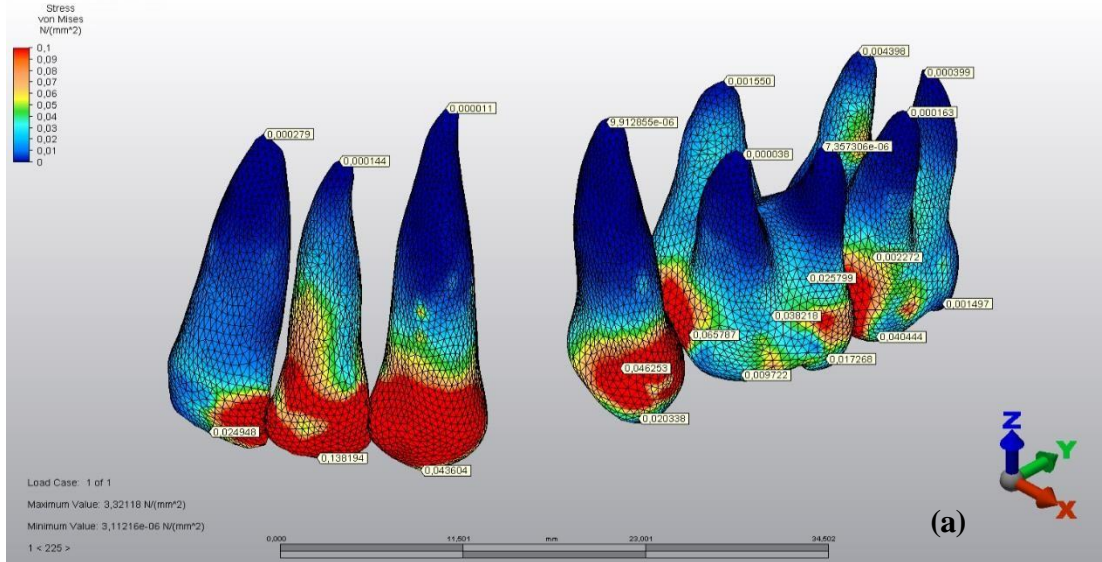
Z eksenine ait Şekil 4.29'deki yer değiştirme miktarları incelendiğinde kaninin kuron bölgesinde en fazla olmak üzere kök ucuna doğru azalan miktarlarda intrüzyon hareketi gerçekleşmiştir. Kaninin distal yarısında z eksenine aynı yönde olan bu hareket daha fazla olmuştur. Lateral dişinde daha fazla olmak ile beraber santral dişinin kuron ve kökünde de intrüzyon hareketi görülmektedir. Birinci moların palatinal kökü hariç, premolar ve molarların tüm kökleri ile kuronlarında az miktarda intrüzyon hareketi görülmüştür.

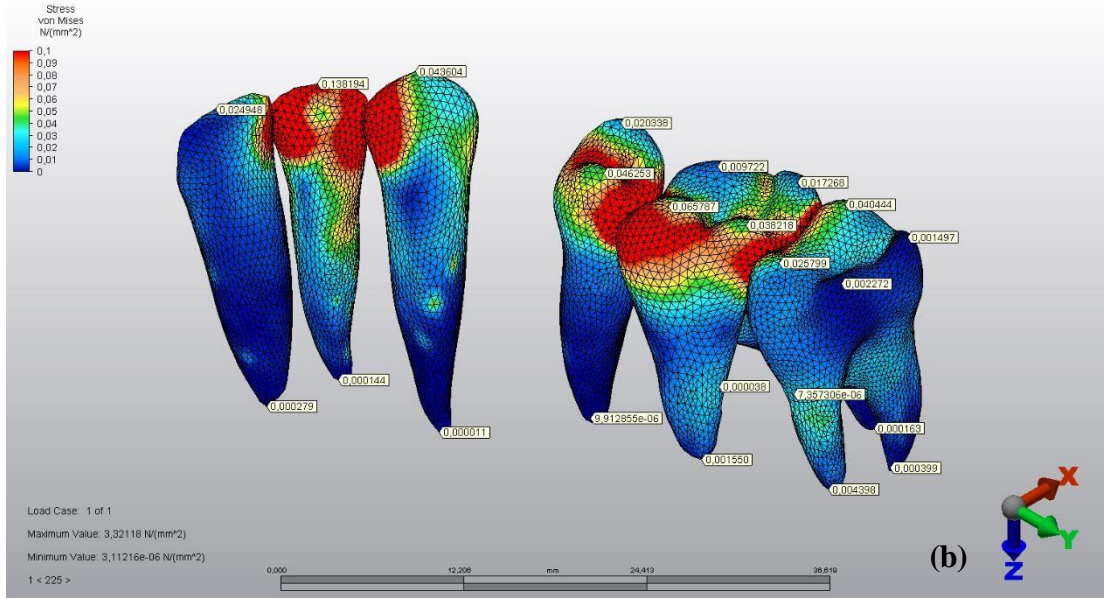


Şekil 4.29 : MVAA 225°’de konumlu iken distalizasyonda dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları.

#### 4.1.4.2 Gerilme değerleri

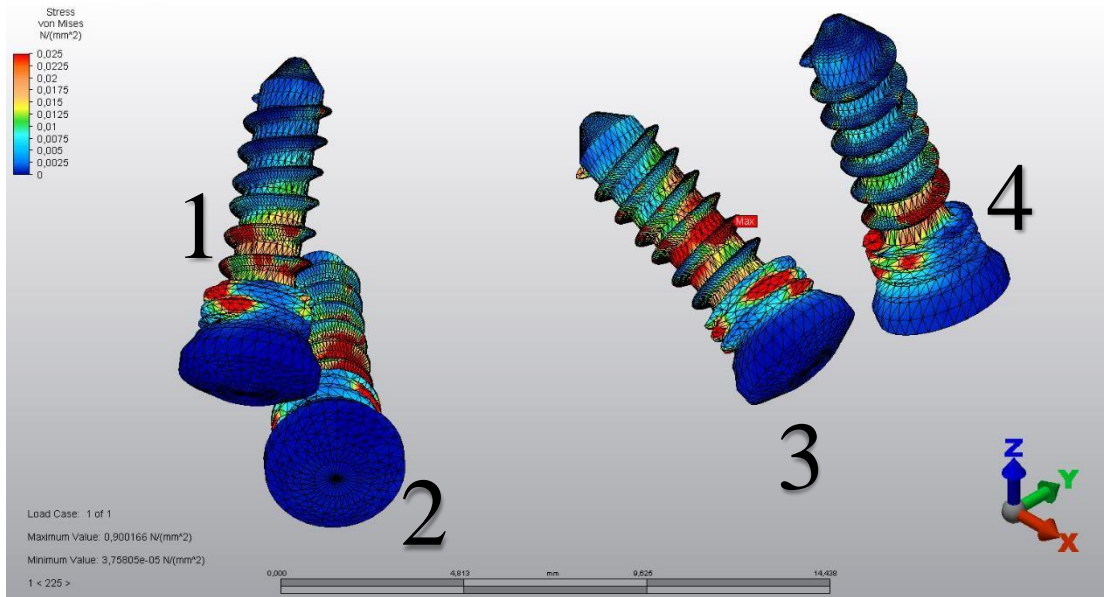
Şekil 4.30a ve Şekil 4.30b’de görüldüğü üzere von Mises gerilme değerleri incelendiğinde stres alanları kanin ve lateral dişlerin kuron bölgelerinde yaygın bir şekilde, santral dişinde ise sadece distal kısmında görülmüştür. Lingual bölgede kanin dişinin mezial, santral dişinin distal ve lateral dişin tüm kuron yüzeyinde görülmektedir. Premoların kuronunun bukkal yüzeyinde ve molarlarda aproksimal bölgelerde gerilme görülmektedir.





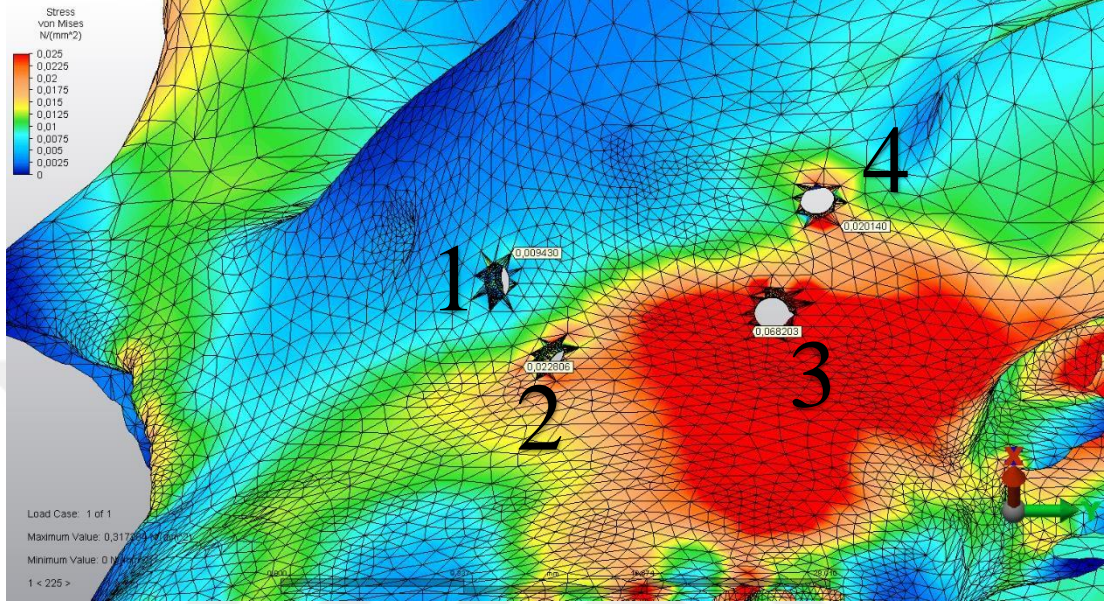
**Şekil 4.30 :** MVAA 225°’de konumlu iken distalizasyonda dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal.

Fiksasyon vidalarına ait von Mises gerilme değerleri Şekil 4.31’de görülmektedir. Vidaların hepsinde boyun bölgelerine yakın alanlarda gerilme görülmektedir.



**Şekil 4.31 :** MVAA 225°’de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının von Mises gerilme değerleri.

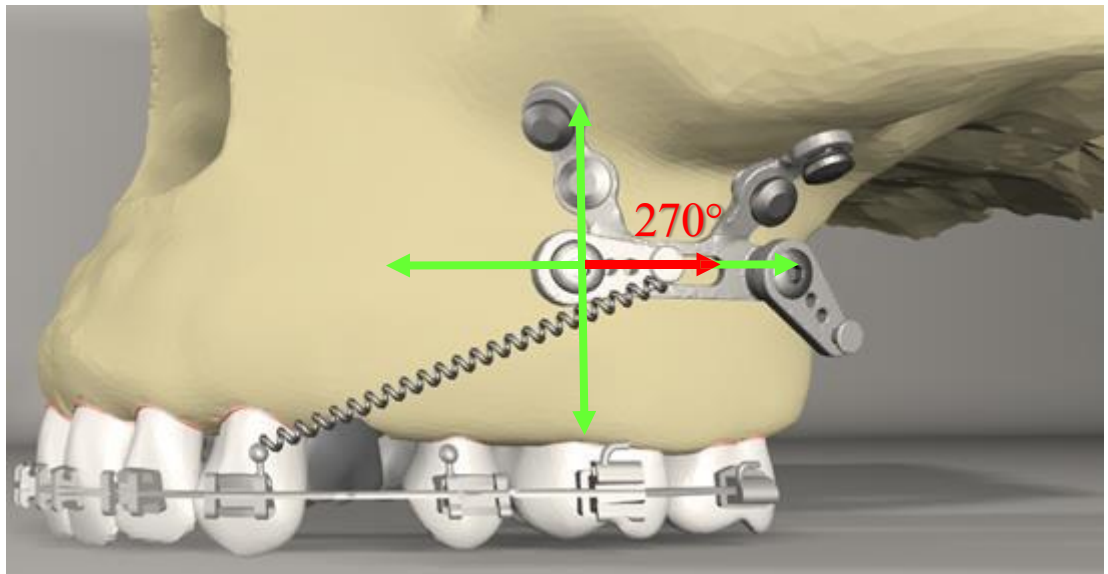
Fiksasyon vidalarının çevre kemik dokuların da meydana gelen von Mises gerilme değerleri Şekil 4.32’de verilmiştir. 3 numaralı vidanın çevresinde yoğun gerilmeler gözlemlenmektedir. 2 ve 4 numaralı vidalarda gerilme bölgeleri mevcutken, 1 numaralı vidada gerilme alanları izlenmemiştir.



**Şekil 4.32 :** MVAA 225°’de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının çevre kemik dokularda meydana getirdiği von Mises gerilme değerleri.

#### 4.1.5 MVAA’nın 270°’deki konumu

Birinci modelde MVAA’nın 270°’deki konumundan Ni-Ti kapalı sarmal yay ile kanin dişine distalizasyon amaçlı kuvvet uygulandığı senaryo; Şekil 4.33’de verilmiştir.



**Şekil 4.33 :** Kanin distalizasyonunda MVAA’nın 270°’deki konumu.

#### 4.1.5.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri

MVAA'nın 270°'deki konumundan Ni-Ti kapalı sarmal yay ile kanin dişine distalizasyon amaçlı kuvvet uygulandığı senaryoda dişlerde oluşan yer değiştirme miktarları Tablo 4.9 ve Tablo 4.10'de verilmiştir. Tablo 4.9; santral, lateral, kanin ve premolar dişlerin bukko-insizal kenarlarından, molarların ise mezio-bukkal tüberkül kenarlarından alınmış referans noktalarına ait yer değiştirme değerlerini belirtmektedir. Tablo 4.10; diş köklerinin yer değiştirme değerlerini göstermektedir.

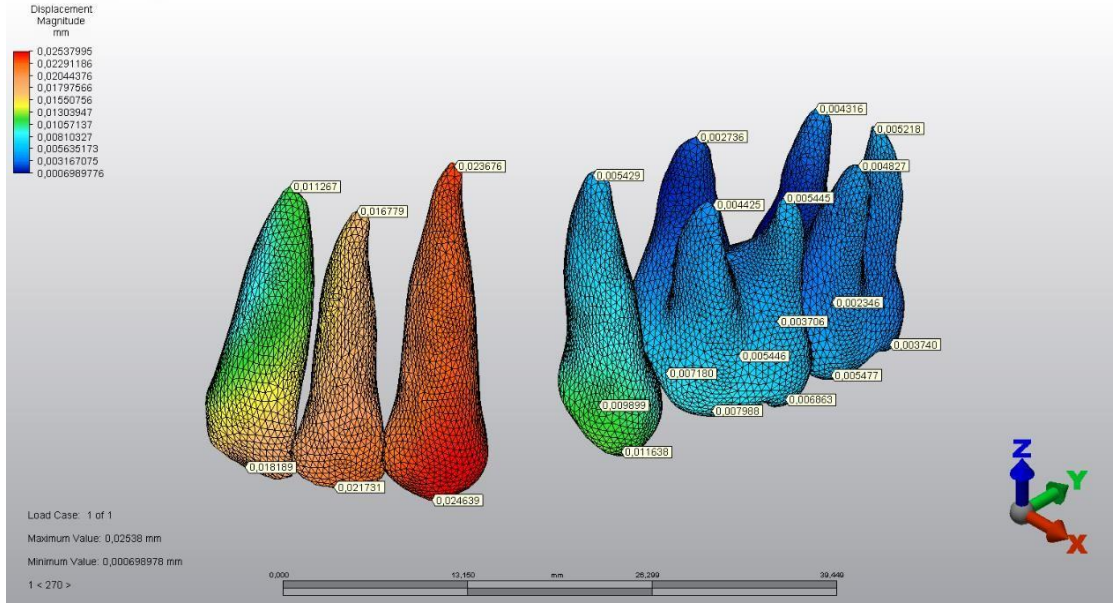
**Tablo 4.9 :** MVAA'nın 270°'deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgesindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları.

	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	0,018	0,015	0,007	0,006	0,011
Lateral	0,021	0,013	0,01	0,013	0,13
Kanin	0,024	0,012	0,011	0,017	0,035
2. Premolar	0,011	0,01	-0,0003	0,004	0,02
1. Molar	0,007	0,007	0,0005	0,002	0,007
2. Molar	0,005	0,004	0,001	0,002	0,04

**Tablo 4.10 :** MVAA'nın 270°'deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları.

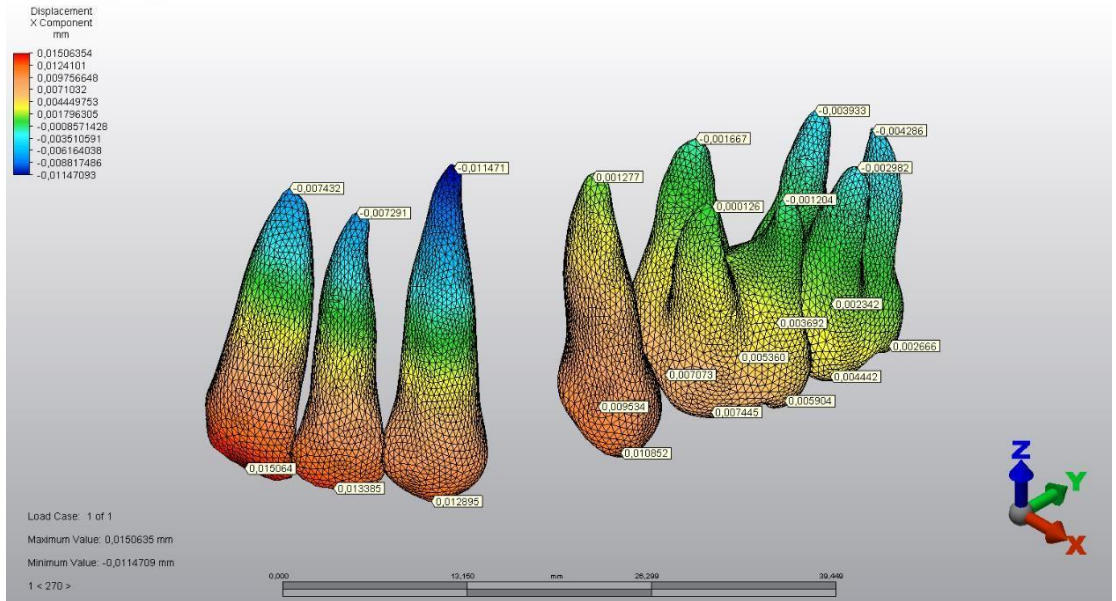
	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	0,011	-0,007	0,003	0,007	0,0004
Lateral	0,016	-0,007	0,009	0,01	0,0001
Kanin	0,023	-0,001	0,01	0,01	7,6e-06
2. Premolar	0,005	0,001	0,004	0,002	0,00002
1. Molar (bukkal)	0,004	0,0001	0,003	0,002	0,00003
1. Molar (palatinal)	0,002	-0,001	0,002	0,0004	0,002
2. Molar (bukkal)	0,004	-0,002	0,003	0,001	0,0001
2. Molar (palatinal)	0,004	-0,003	0,001	-0,0006	0,005

Şekil 4.34'de görüldüğü üzere toplam yer değiştirme miktarı en fazla kanin dişinde görülmüştür (0,024 mm). Lateral ve santral dişinde de kaninden daha az miktarlarda yer değiştirmeler mevcuttur. Premolar ve molarlarda ise miktar az olmakla beraber yer değiştirme mevcuttur.



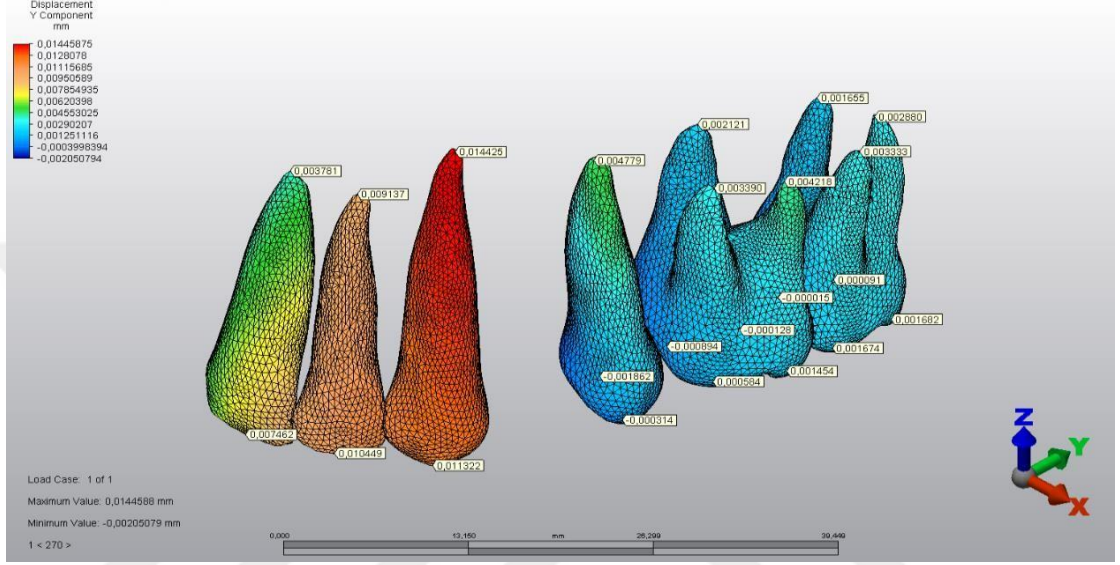
**Şekil 4.34 :** MVAA 270°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları.

Şekil 4.35'de görüldüğü üzere; x eksenine göre yer değiştirme miktarına ait diagramda görüldüğü üzere; kanin dişinin kuru x eksenine aynı yönde, kökü ise ters yönde hareket etmiştir. Lateral ve santral dişlerinin kuru x eksenine aynı düzlemde olacak şekilde distale, kökleri ters yönde meziale hareket etmiştir. Premoların kuru ve kökünde x eksenine aynı yönde hareket tespit edilmiştir. Molarların kuru x eksenine aynı yönde hareket ederken, birinci moların mezio-bukkal kökü hariç tüm kökleri x eksenine ters yönde hareket etmiştir.



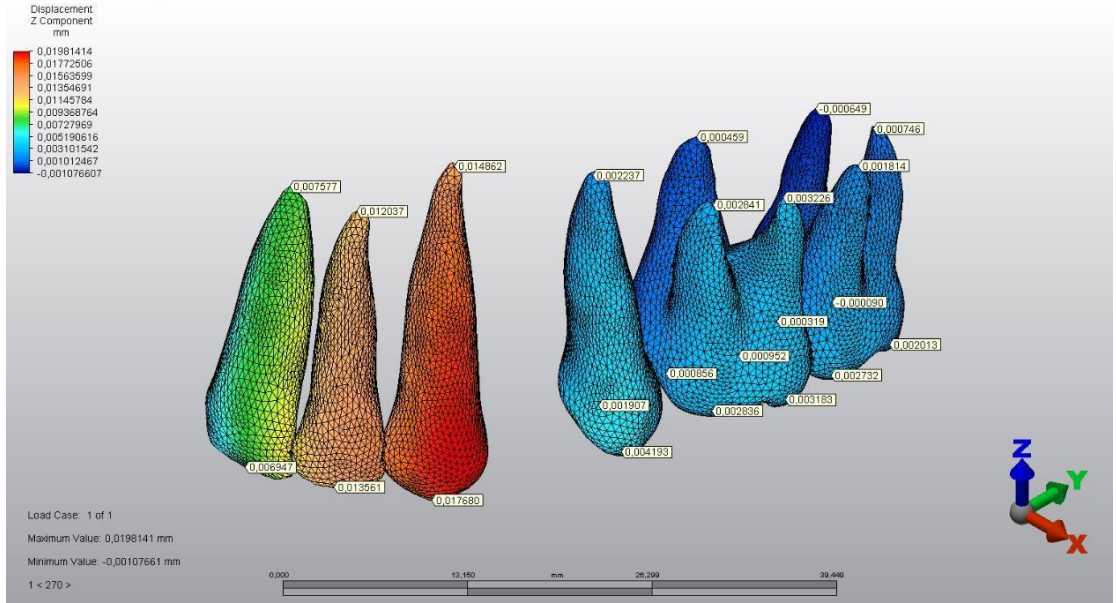
**Şekil 4.35 :** MVAA 270°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin x ekseninde yer değiştirme miktarları.

Y eksenine ait Şekil 4.36'deki yer değiştirme miktarları incelendiğinde kanin dişinin kökü (0,014 mm) ve kuron kısmı (0,011 mm) distale hareket etmiştir. Kökün hareket miktarı önemsenmeyecek farkla kurondan daha fazla olmuştur. Lateral ve kesici dişlerin kuron ve kökleri de azalan miktarlarda y eksenine aynı yönde hareket etmiştir. Premoların kuronu y eksenine tersi yönünde, kökü aynı yönde hareket etmiştir. Molarların kuron ve köklerinde distale hareket olmuştur.



**Şekil 4.36 :** MVAA 270°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin y ekseninde yer değiştirme miktarları.

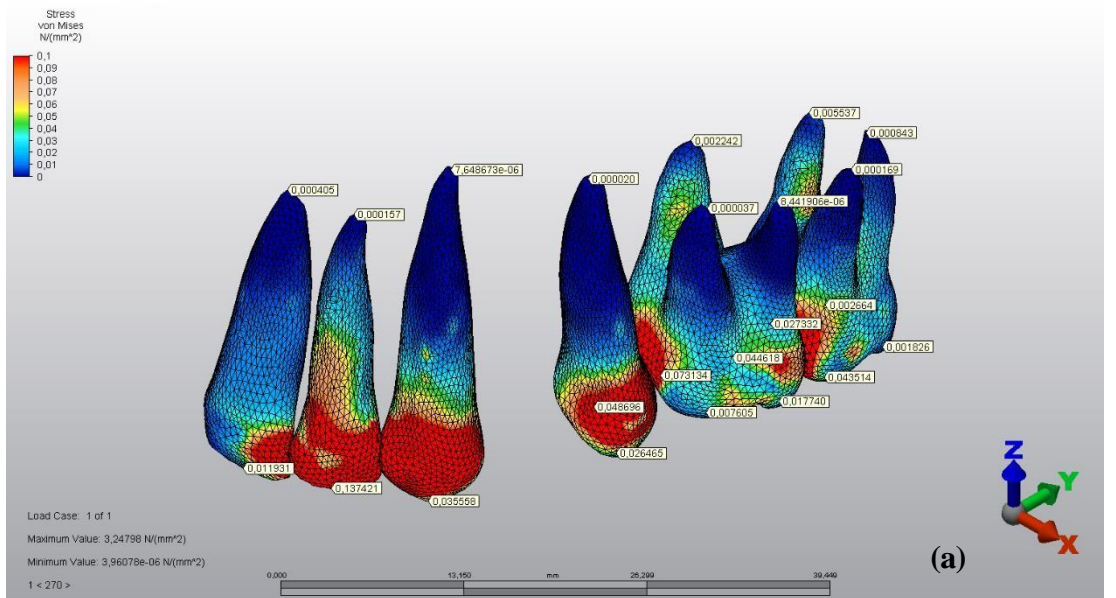
Z eksenine ait Şekil 4.37'deki yer değiştirme miktarları incelendiğinde kanin dişinin kuronundan başlayıp kök ucuna doğru azalan miktarda intrüzyon hareketi görülmüştür. Distal yarısında hareket miktarı daha fazladır. Azalacak miktarda, lateral ve santral dişlerinin kuron ve köklerinde de intrüzyon hareketi görülmüştür. İkinci moların palatinal kökü hariç, molarların ve premoların tüm kuron ve köklerinde miktarlarda intrüzyon hareketi görülmüştür.



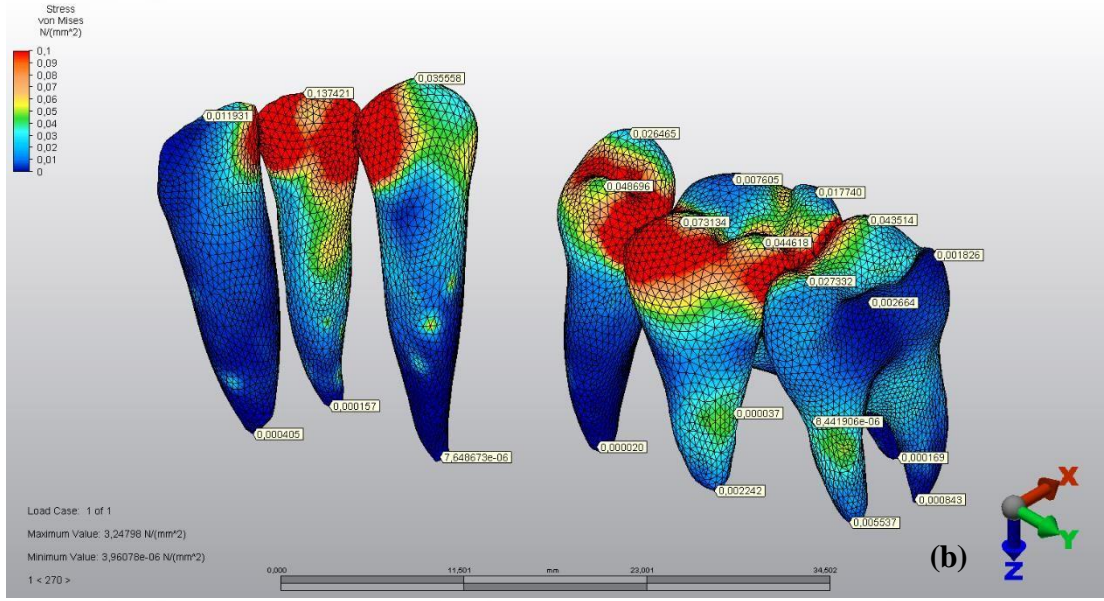
**Şekil 4.37 :** MVAA 270°’de konumlu iken distalizasyonda dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları.

#### 4.1.5.2 Gerilme değerleri

Şekil 4.38a ve Şekil 4.38b’de görüldüğü üzere von Mises gerilme değerlerine göre kanin ve lateral dişlerinin kuron yüzeyi ile santral dişinin kuron bölgesi distal kısmında gerilim alanları görülmüştür. Lingualde kanin dişinin mezial, santral dişinin distal ve lateral dişin tüm kuron yüzeyinde görülmektedir. Premoların kuron bukkal yüzeyinde ve molarlarda aproksimal bölgelerde gerilme alanları görülmektedir.

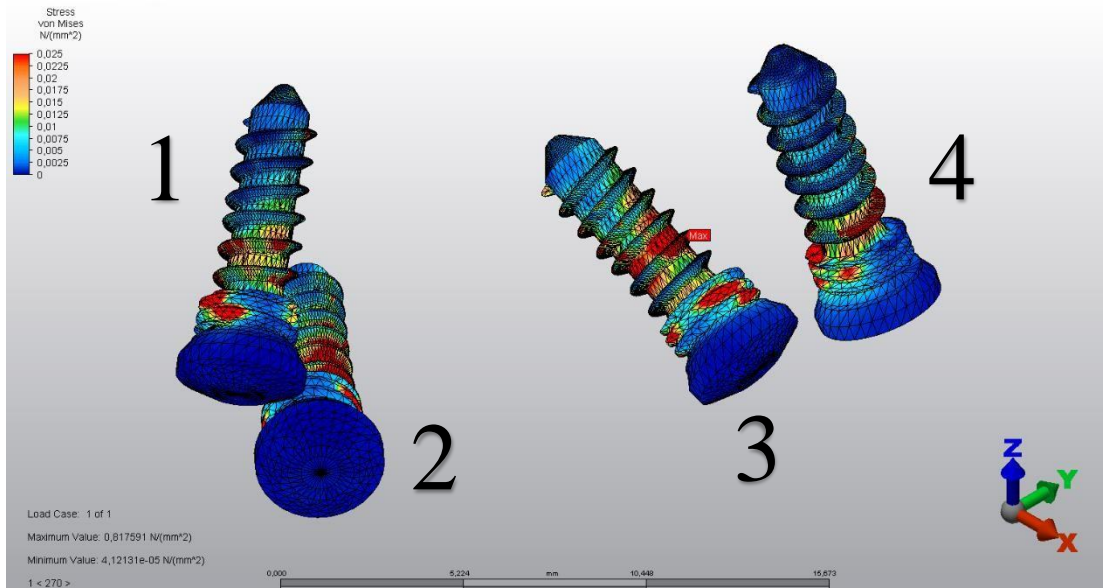


(a)



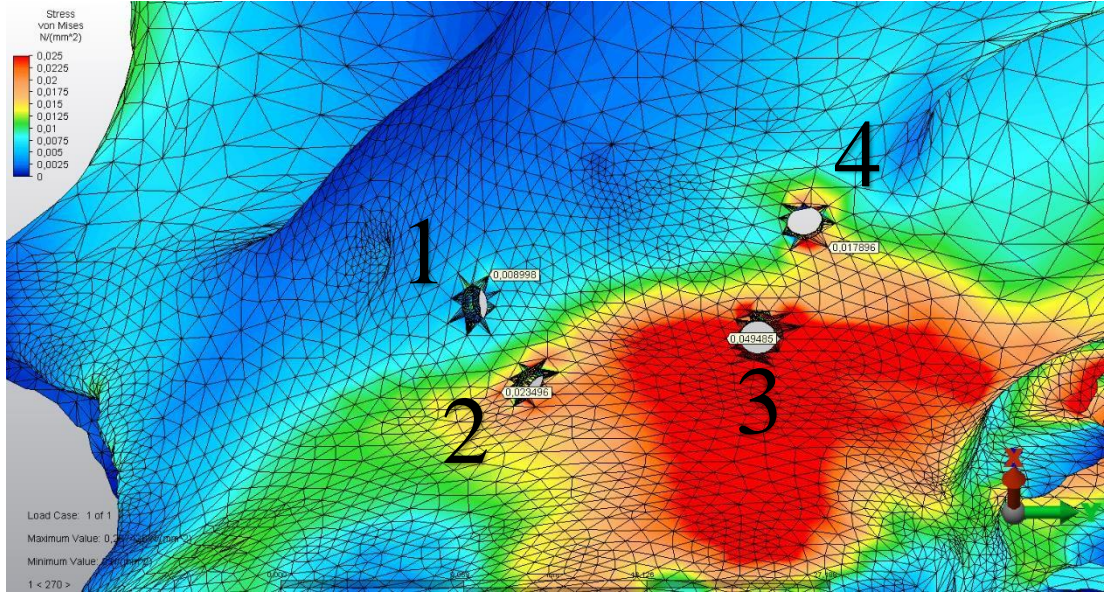
**Şekil 4.38 :** MVAA 270° de konumlu iken distalizasyonda dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal.

Fiksasyon vidalarına ait von Mises gerilme değerleri Şekil 4.39’da görülmektedir. Vidaların hepsinde boyun bölgelerine yakın alanlarda gerilme görülmektedir.



**Şekil 4.39 :** MVAA 270°’de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının von Mises gerilme değerleri.

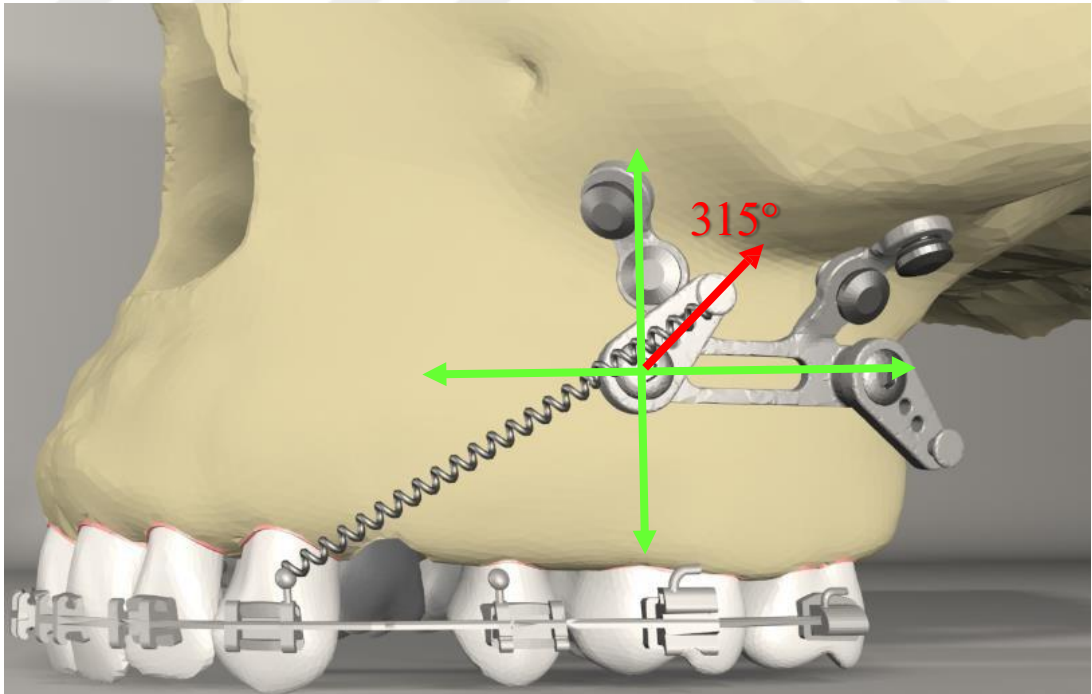
Fiksasyon vidalarının çevre kemik dokularına ait von Mises değerleri aşağıdaki Şekil 4.40’da verilmiştir. Buna göre en fazla gerilim bölgesi 3 numaralı fiksasyon vidasının etrafındaki alanda olduğu görülmüştür. 2 ve 4 numaralı vidaların çevresinde minimal miktarda gerilim alanları görülürken, 1 numaralı vida çevresinde gerilim tespit edilmemiştir.



**Şekil 4.40** : MVAA 270°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının çevre kemik dokularında meydana getirdiği von Mises gerilme değerleri.

#### 4.1.6 MVAA'nın 315°'deki konumu

Birinci modelde MVAA'nın 315°'deki konumundan Ni-Ti kapalı sarmal yay ile kanin dişine distalizasyon amaçlı kuvvet uygulandığı senaryo; Şekil 4.41'de verilmiştir.



**Şekil 4.41** : Kanin distalizasyonunda MVAA'nın 315°'deki konumu.

#### 4.1.6.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri

MVAA'nın 315°'deki konumundan Ni-Ti kapalı sarmal yay ile kanin dişine distalizasyon amaçlı kuvvet uygulandığı senaryoda dişlerde oluşan yer değiştirme miktarları Tablo 4.11 ve Tablo 4.12'de verilmiştir. Tablo 4.11; santral, lateral, kanin ve premolar dişlerin bukko-insizal kenarlarından, molarların ise mezio-bukkal tüberkül kenarlarından alınmış referans noktalarına ait yer değiştirme değerlerini belirtmektedir. Tablo 4.12; diş köklerinin yer değiştirme değerlerini göstermektedir.

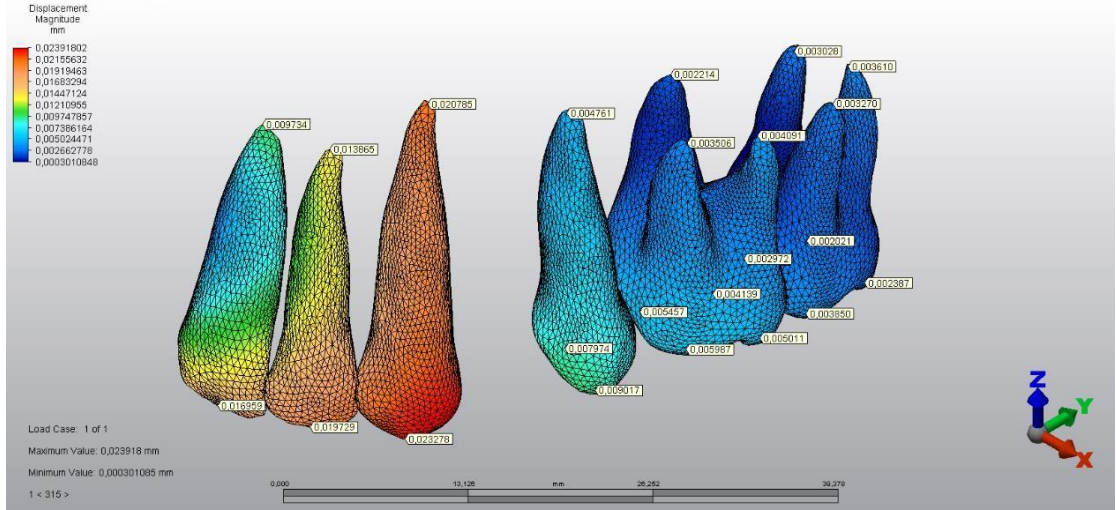
**Tablo 4.11 :** MVAA'nın 315°'deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgesindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları.

	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	0,016	0,015	0,004	0,004	0,003
Lateral	0,019	0,014	0,006	0,011	0,084
Kanin	0,023	0,014	0,007	0,016	0,032
2. Premolar	0,009	0,007	-0,001	0,004	0,027
1. Molar	0,005	0,005	-0,0005	0,002	0,006
2. Molar	0,003	0,003	0,0002	0,001	0,046

**Tablo 4.12 :** MVAA'nın 315°'deki konumu ile kanin distalizasyonunda santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları.

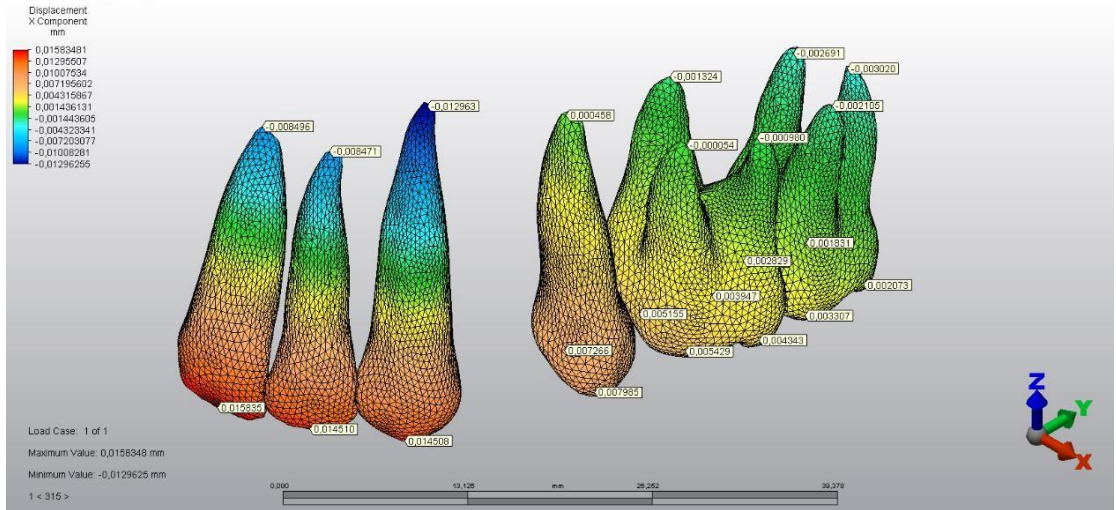
	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	0,009	-0,008	0,0007	0,004	0,0003
Lateral	0,013	-0,008	0,004	0,010	0,0001
Kanin	0,021	-0,01	0,008	0,013	3,08e-06
2. Premolar	0,004	0,0004	0,004	0,002	0,00003
1. Molar ( <i>bukkal</i> )	0,003	-0,00005	0,002	0,002	0,00002
1. Molar ( <i>palatinal</i> )	0,002	-0,001	0,001	0,0005	0,009
2. Molar ( <i>bukkal</i> )	0,003	-0,002	0,002	0,001	0,0001
2. Molar ( <i>palatinal</i> )	0,003	-0,002	0,001	-0,0006	0,006

Şekil 4.42'de görüldüğü üzere toplam yer değiştirme miktarı en fazla kanin dişinin kural bölge distal yarısında görülmüştür (0,023 mm). Lateral ve santral dişlerinde ise kaninden daha az miktarda olmak üzere yer değiştirmeleri mevcuttur. Premolar ve molarlarda yer değiştirme önemsenmeyecek kadar azdır.



**Şekil 4.42 :** MVAA 315°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları.

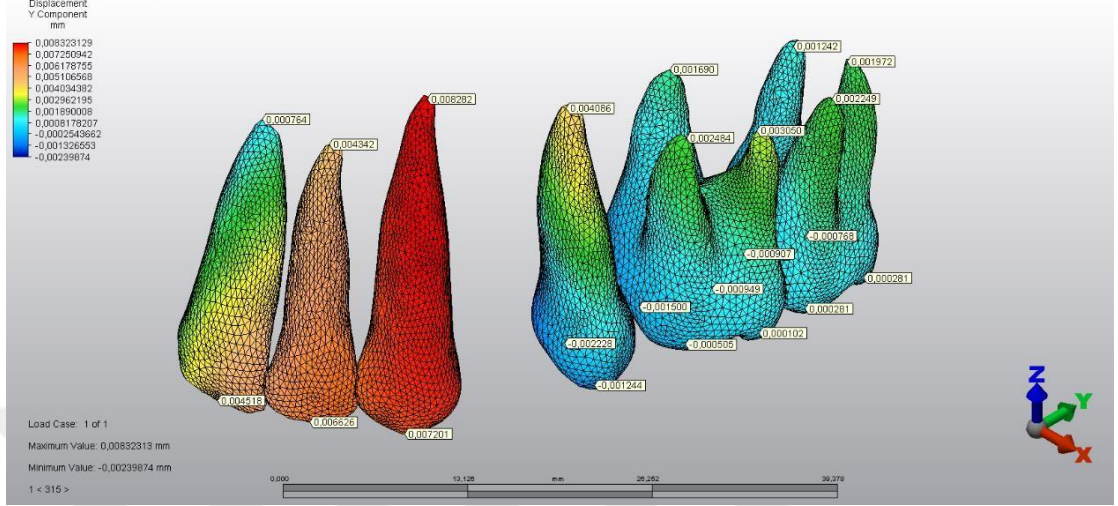
X eksenine ait Şekil 4.43'deki yer değiştirme miktarları incelendiğinde; kanin dişinin krununda x eksenine aynı yönde bukkale doğru (0,014 mm), kökünde ise tersi yönde palatinala doğru (-0,012 mm) hareket görülmüştür. Lateral ve santral kesicilerde azalan miktarlarda krunu x eksenine aynı yönde, kökü ters yönde hareket etmiştir. Premolar dişinin krun ve kökü ile molar dişlerinin krunları x eksenine aynı yönde yer değiştirmiştir. Molar dişlerinin kökleri ise x düzlemi tersi yönünde palatinala doğru hareket etmişlerdir.



**Şekil 4.43 :** MVAA 315°'de konumlu iken distalizasyonda dişlerin x ekseninde yer değiştirme miktarları.

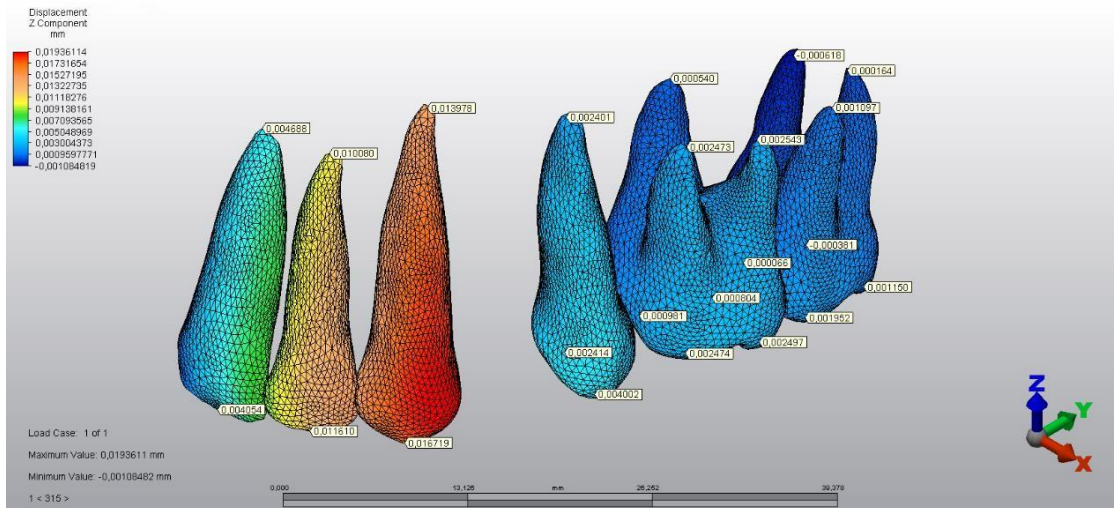
Y eksenine ait Şekil 4.44'deki yer değiştirme miktarları incelendiğinde; kanin dişinin krun ve kökü y eksenine aynı yönde distale doğru hareket etmiştir. Lateral ve santral dişlerinin krun ve köklerinde y eksenine aynı yönde yer değiştirme

belirlenmiştir. Premoların ve birinci moların kuronlarının y eksenine ters yönde hareket ederken, kökleri aynı yönde hareket etmiştir. İkinci moların kuru ve kökleri y düzlemi ile aynı yönde hareket etmiştir.



**Şekil 4.44 :** MVAA 315°’de konumlu iken distalizasyonda dişlerin y ekseninde yer değiştirme miktarları.

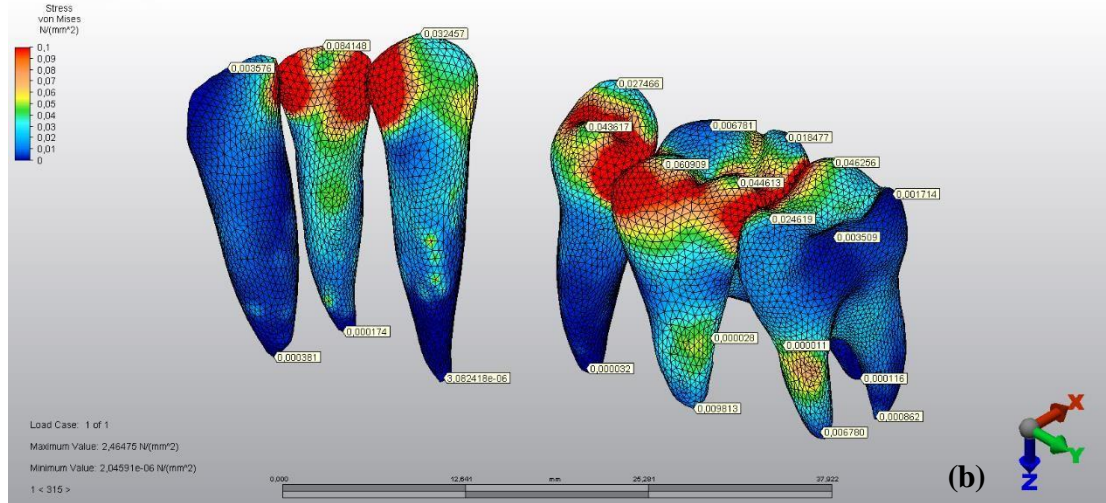
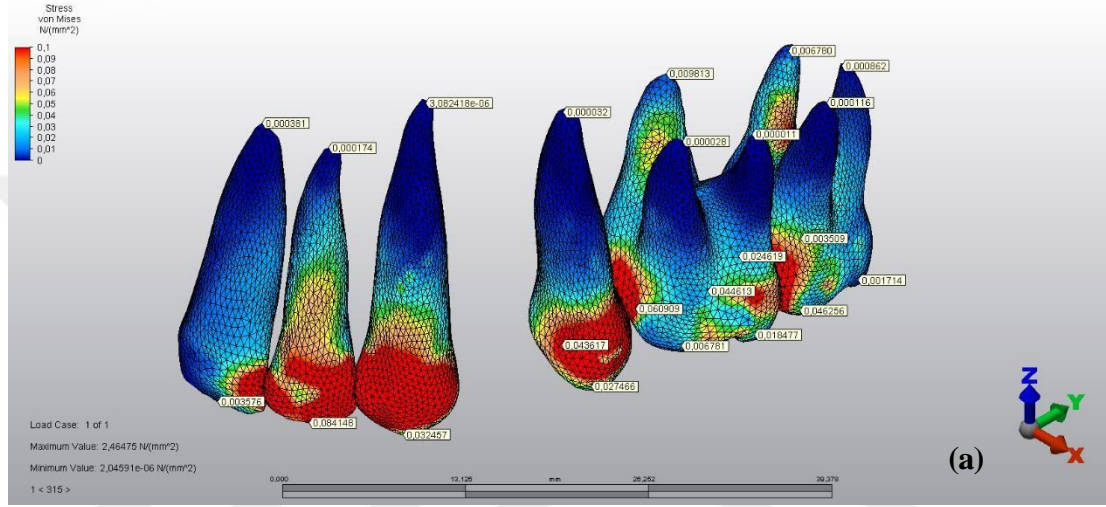
Z eksenine ait Şekil 4.45’deki yer değiştirme miktarları incelendiğinde; kanin dişinde kurondan kök ucuna kadar azalan miktarda intrüzyon hareketi görülmektedir. Distal yarısında bu hareket miktarı daha fazladır. Lateral ve kesici dişlerde de aynı hareket oluşmuştur. İkinci molar dişin palatinal kökü hariç premolar ve molar dişlerin tüm kök ve kuronları azalan miktarlarda intrüzyon hareketi yapmıştır.



**Şekil 4.45 :** MVAA 315°’de konumlu iken distalizasyonda dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları.

#### 4.1.6.2 Gerilme değerleri

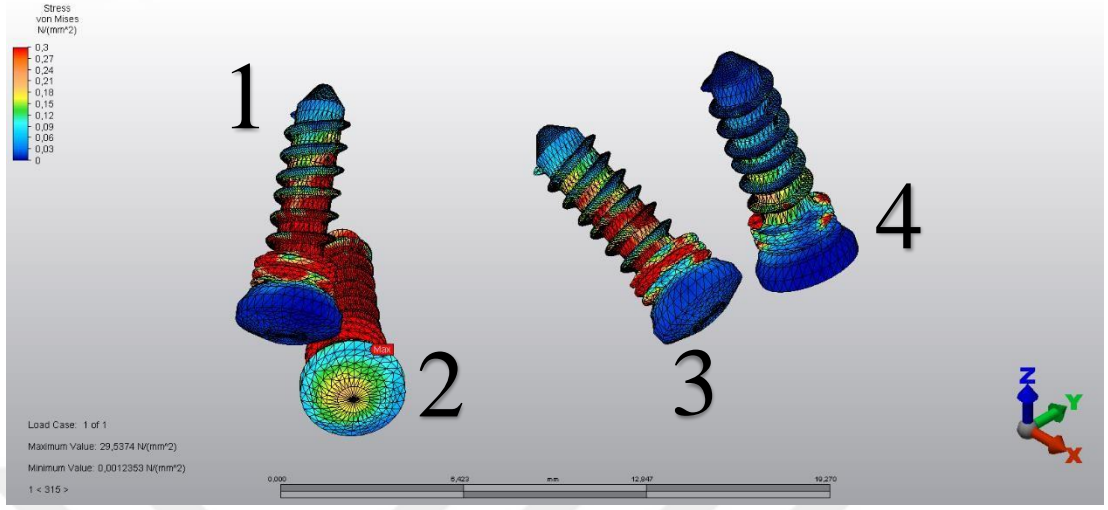
Şekil 4.46a ve Şekil 4.46b’de görüldüğü üzere von Mises gerilme değerleri incelendiğinde, kanin ve lateral dişlerin kuron seviyesinde santral dişin ise sadece distal kısmında gerilme alanları görülmürken, lingualde kanin dişinin mezial, santral dişinin distal ve lateral dişinin tüm kuron yüzeyinde görülmektedir. Premoların kuron bukkal yüzeyinde ve molarlarda aproksimal bölgelerde gerilme alanları görülmektedir.



Şekil 4.46 : MVAA 315°’de konumlu iken distalizasyonda dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal.

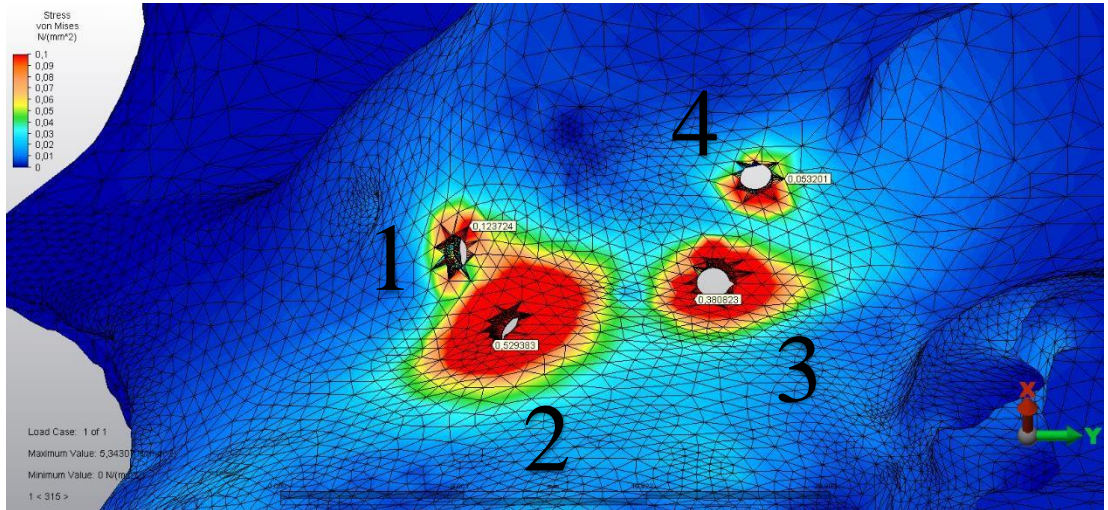
Fiksasyon vidalarına ait von Mises gerilme değerleri Şekil 4.47’de görülmektedir. 1,2 ve 3 numaralı fiksasyon vidalarında gerime bölgeleri boyun ve gövde kısmında görülmektedir. 2 numaralı fiksasyon vidasında von Mises geriliminin en fazla olduğı

görülmektedir. 4 numaralı fiksasyon vidasında ise boyun kısmında yüzeyel gerilim bölgeleri oluşmuştur.



**Şekil 4.47 :** MVAA 315°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının von Mises gerilme değerleri.

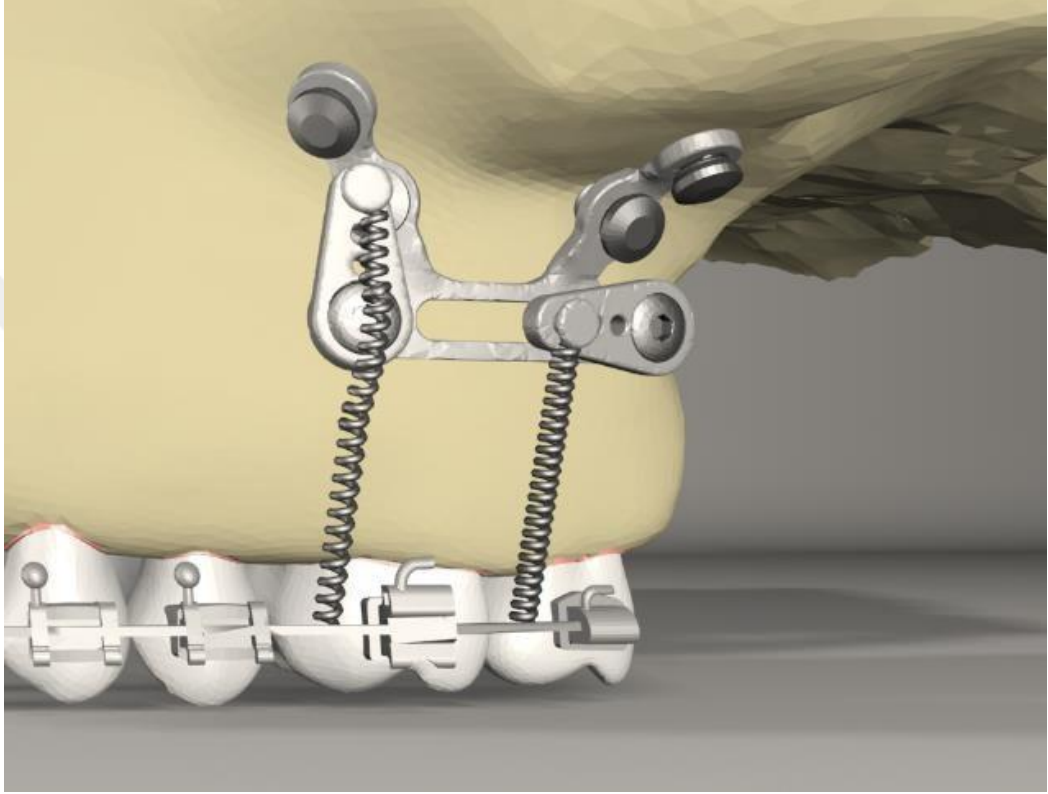
Fiksasyon vidalarının çevre kemik dokularına ait von Mises değerleri aşağıdaki Şekil 4.48'de verilmiştir. Bütün fiksasyon vidalarının etrafında kemik dokusunda gerilme alanları oluşmuştur. En fazla iki numaralı fiksasyon vidası çevresinde stres görülürken azalan miktarlarda 3,1,4 numaralı vidalarda gerilme bölgeleri görülmüştür.



**Şekil 4.48 :** MVAA 315°'de konumlu iken distalizasyonda fiksasyon vidalarının çevre kemik dokularında meydana getirdiği von Mises gerilme değerleri.

## 4.2 İkinci Modelden Elde Edilen Bulgular

Bu modelde diş çekimi yapılmaksızın tüm dişli arka MVA ünitesinin her iki kolundan köşeli ark teline dik yönde 100'er gr'lık toplamda 200 gr'lık intrüzyon kuvveti molarlar bölgesine uygulanmıştır. MVAA'lar Şekil 87'deki gibi ön kol 0°, arka kol 90° (saat yönü tersi) olacak şekilde modellenmiştir (Şekil 4.49).



Şekil 4.49 : Molarların intrüzyonunda MVAA'ların 0° ve 90°deki konumları.

### 4.2.1 Dişlerin yer değiştirme değerleri

MVAA'ların molar dişlerin intrüzyonu amaçlı 0° ve 90°de konumlandırılmalarına ile dişlerde oluşan yer değiştirme miktarları Tablo 4.13 ve Tablo 4.14'de verilmiştir. Tablo 4.13; santral, lateral, kanin ve premolar dişlerin bukko-insizal kenarlarından, molarların ise mezio-bukkal tüberkül yüzeyinden alınmış referans noktaları yer değiştirme değerlerini belirtmektedir. Tablo 4.14; diş köklerinin yer değiştirme değerlerini göstermektedir.

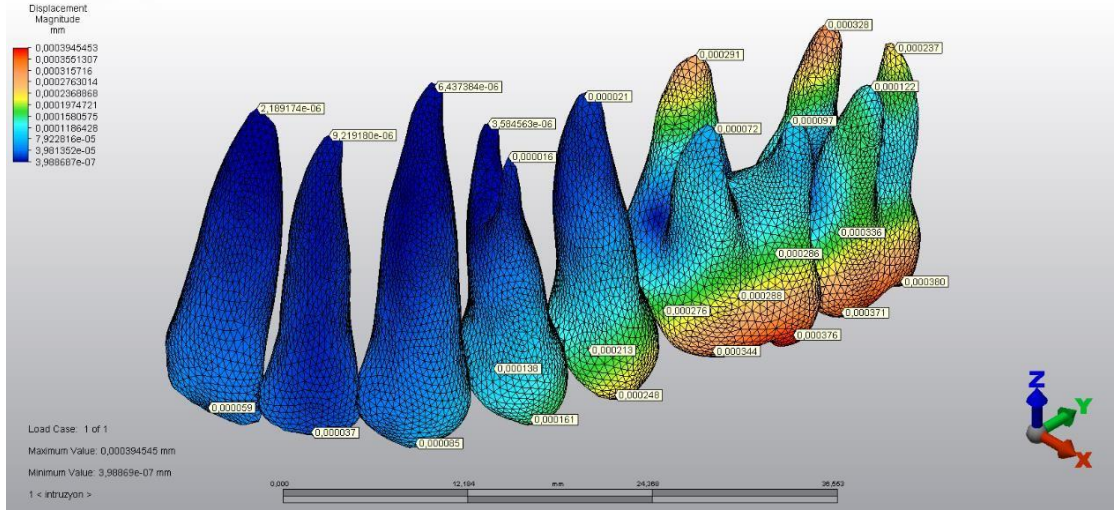
**Tablo 4.13 :** Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90°'lerde santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin kuron bölgelerindeki referans noktalarına göre yer değiştirme miktarları.

	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	0,00005	2,05e-06	0,00005	-0,00001	0,006
Lateral	0,00003	0,00002	0,00002	-4,9e-06	0,008
Kanin	0,00008	0,00008	-0,00001	-9,8e-06	0,001
1. Premolar	0,0001	0,0001	-0,00004	0,00003	0,004
2. Premolar	0,0002	0,0002	-0,00005	0,00007	0,011
1. Molar	0,0003	0,0003	-0,00009	0,0001	0,04
2. Molar	0,0003	0,0003	-0,00009	0,0001	0,03

**Tablo 4.14 :** Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90°'lerde santral, lateral, kanin, premolar ve molar dişlerinin köklerindeki referans noktalarının yer değiştirme miktarları.

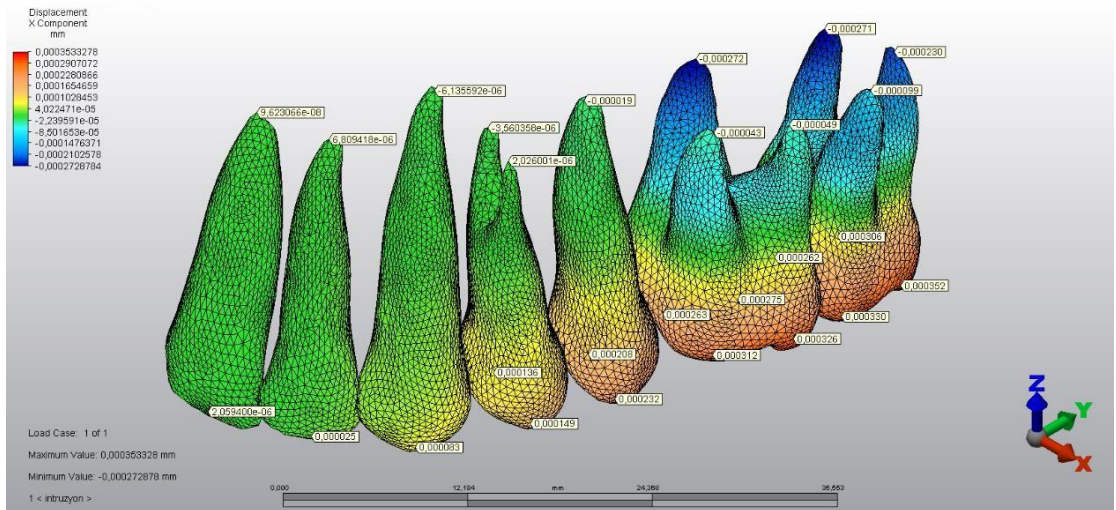
	Toplam Yer Değiştirme	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	von Mises
Santral	2,1e-06	9,6e-06	-2,1e-06	5,7e-06	0,0009
Lateral	9,2e-06	6,8e-06	5,0e-06	-3,5e-06	0,0002
Kanin	6,4e-06	-6,1e-06	-1,5e-06	1,1e-06	0,0001
1. Premolar	3,5e-06	-3,5e-06	-3,9e-06	-1,4e-06	0,0009
2. Premolar	0,00002	-0,00001	2,9e-06	7,3e-06	0,009
1.Molar (bukkal)	0,00007	-0,00004	0,00001	0,00005	0,05
1. Molar (palatinal)	0,0009	-0,0002	0,00008	-0,00005	0,0004
2. Molar (bukkal)	0,0001	-0,00009	0,00005	0,00004	0,16*
2. Molar (palatinal)	0,0003	-0,0002	0,00009	-0,0001	0,001

Şekil 4.50'de görüldüğü üzere toplam yer değiştirme miktarı değerlendirildiğinde; en fazla yer değişikliğinin birinci molarda olduğu görülmüştür. İkinci molarlarda da önemsenmeyecek miktarda az bir farkla birinci molar dişi kadar yer değiştirme görülmüştür. İkinci premolardan birinci premolara doğru azalan, yer değiştirme miktarı mevcuttur. Kanin lateral ve kesici dişlerdeki yer değiştirme önemsenmeyecek kadar azdır.



**Şekil 4.50 :** Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90° konumlarında dişlerin toplam yer değiştirme miktarları.

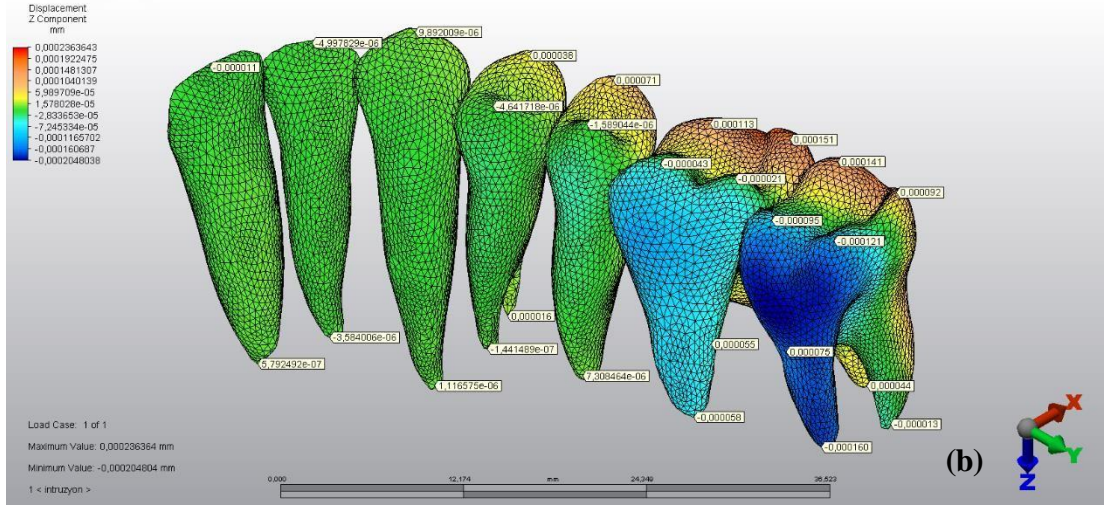
X eksenine ait Şekil 4.51'deki yer değiştirme miktarları incelendiğinde; birinci ve ikinci molarların kuronları x eksenini yönünde bukkale hareket etmiş, kökleri ise x eksenini tersi yönünde palatinala hareket etmiştir. İkinci premolar, birinci premolar ve kanin dişi, sırasıyla azalış gösterecek miktarda x eksenini ile aynı yönde yer değiştirmiştir. Bu dişler, molar dişlerinden çok daha az, miktarı önemsenmeyecek derecede kuronları bukkale, kökleri palatinala yer değiştirmiştir.



**Şekil 4.51 :** Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90° konumlarında dişlerin x ekseninde yer değiştirme miktarları.

Y eksenine ait Şekil 4.52'deki yer değiştirme miktarları incelendiğinde; en fazla yer değiştirme molar dişlerinin köklerinde y eksenini ile aynı yönde meydana gelmiştir. Molar dişlerin kuronları ise meziale hareket etmiştir. İkinci premolar dişin kuronu y eksenini tersi yönünde hareket ederken, kökü y eksenini ile aynı yönde hareket etmiştir.

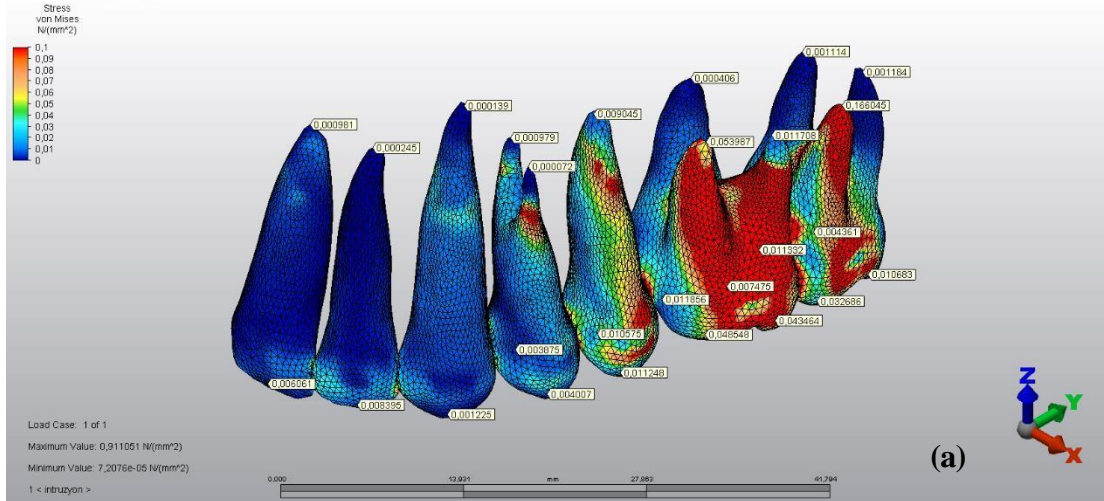


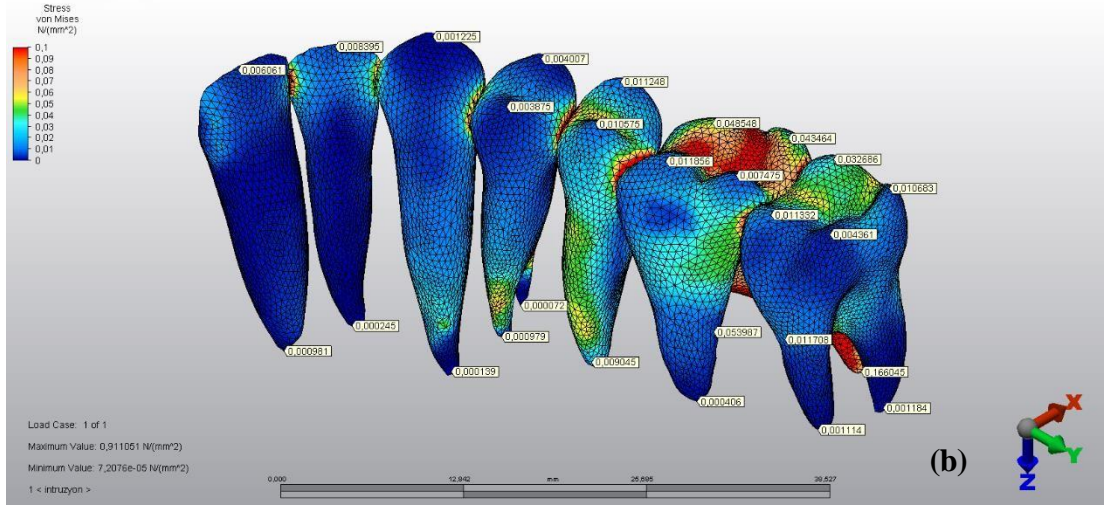


Şekil 4.53 : Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90° konumlarında dişlerin z ekseninde yer değiştirme miktarları: (a) Bukkal (b)Palatinal.

#### 4.2.2 Gerilme değerleri

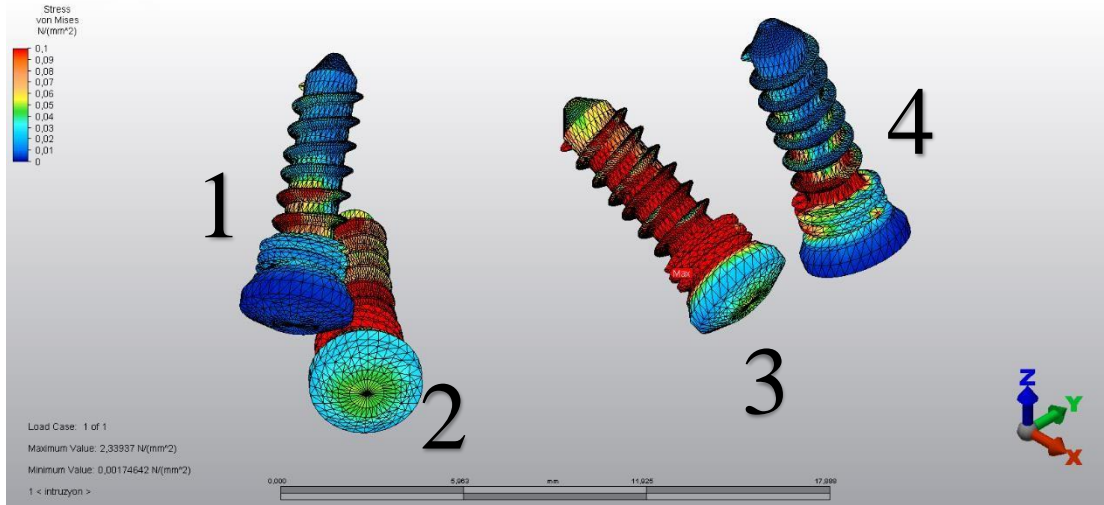
Şekil 4.54a ve Şekil 4.54b'de görüldüğü üzere intrüzyon hareketindeki von Mises gerilme değerleri aşağıdaki şekilde verilmiştir. Buna göre en fazla gerilme alanlarının birinci molar dişinin kuronunun bukkal bölgesinde ve bukkal köklerde olduğu görülmüştür. İkinci molar dişin kuronunda bukkal yüzeyde ve mezio-bukkal kökünde stres alanları oluşmuştur. Premolar ve molarların aproksimal bölgelerinde de gerilim alanları tespit edilmiştir. Palatine bakan kök yüzeylerinde önemli gerilim ve stres alanları saptanmamıştır.





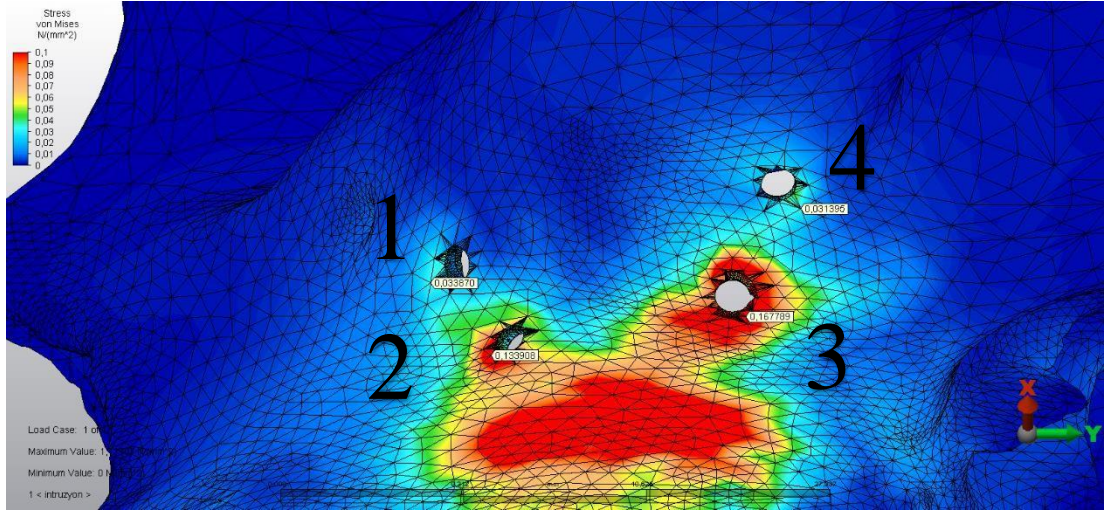
**Şekil 4.54 :** Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90° konumlarında dişlerin von Mises gerilme değerleri: (a) Bukkal (b) Palatinal.

Fiksasyon vidalarına ait von Mises gerilme değerleri Şekil 4.55'de görülmektedir. Tüm fiksasyon vidalarında von Mises gerilim alanları görülmektedir. En fazla 2 ve 3 numaralı vidaların boyun ve gövde kısımlarında yoğun stres alanları görülürken, 1 ve 4 numaralı vidaların boyun bölgesine yakın kısımlarında gerilimler saptanmıştır.



**Şekil 4.55 :** Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların 0° ve 90° konumlarında fiksasyon vidalarına ait von Mises gerilme değerleri.

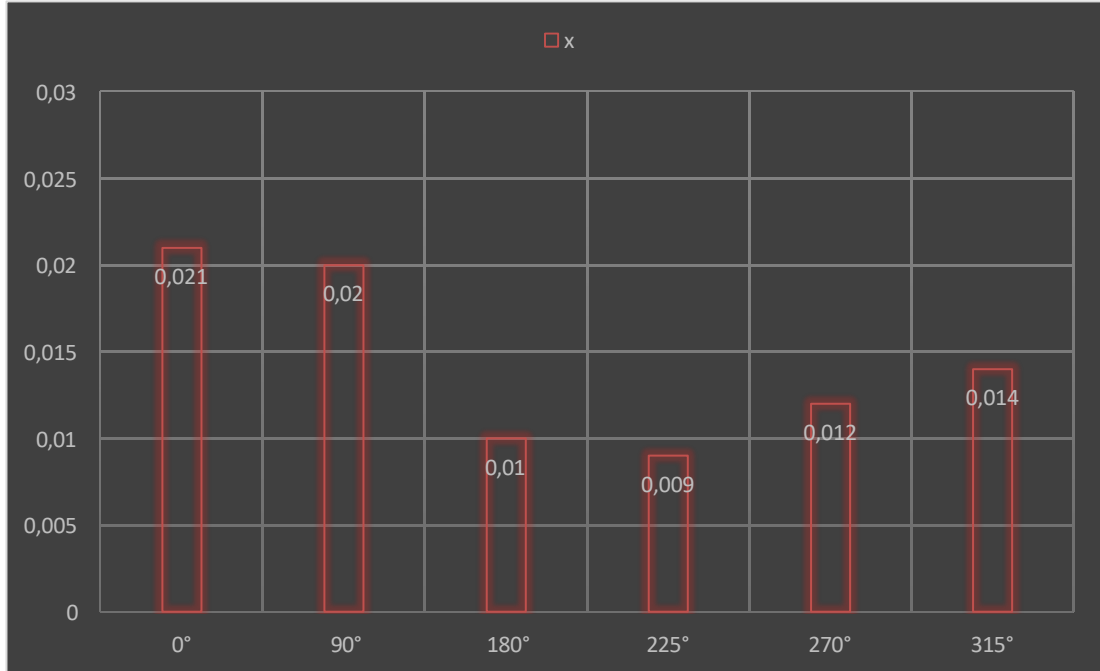
Fiksasyon vidalarının çevre kemik dokusunda oluşturduğu von Mises gerilimlerine ait şekilde (Şekil 4.56) en fazla stres alanlarının 2 ve 3 numaralı fiksasyon vidalarının arasında ve çevresinde olduğu görülmüştür.



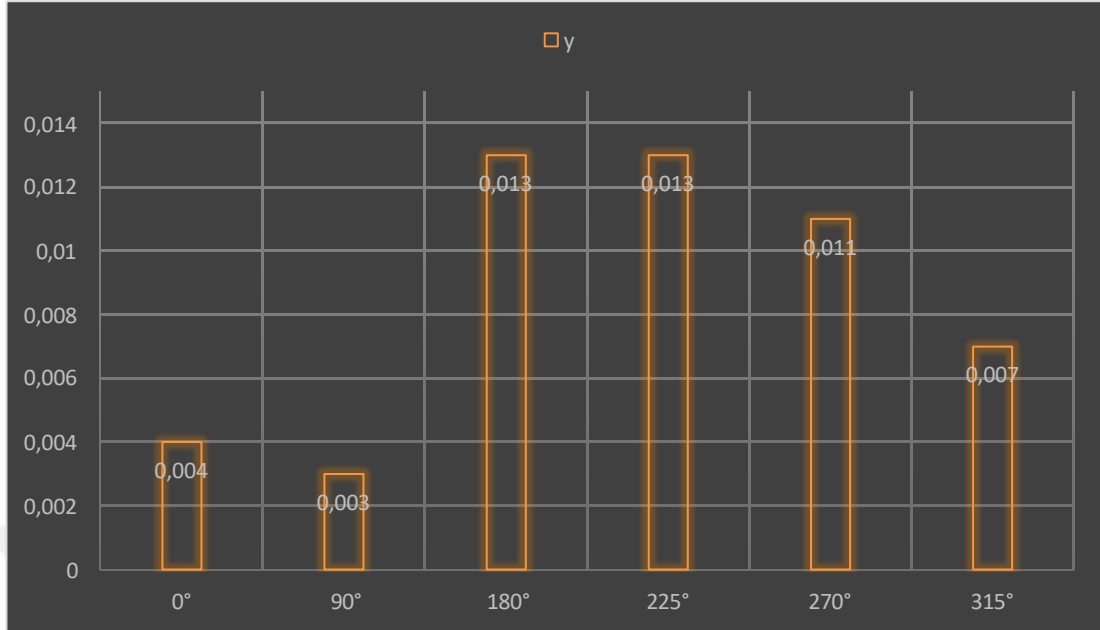
**Şekil 4.56 :** Molarların intrüzyon hareketi amaçlı MVAA'ların  $0^\circ$  ve  $90^\circ$  konumlarında fiksasyon vidaların çevre kemik dokularında oluşturduğu von Mises gerilme değerleri.

Dijital ortamlarda hazırlanan model üzerinde MVA sistemi kullanarak gerçekleştirilen kanin dişinin distalizasyon hareketlerinde MVAA'nın farklı açılarda ( $0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 225^\circ, 270^\circ$  ve  $315^\circ$ ) konumlandırılması sonrasında kanin dişinin; x (Tablo 4.15), y (Tablo 4.16) ve z (Tablo 4.17) eksenlerinde yer değiştirme değerlerine ait tablolar aşağıda belirtilmiştir.

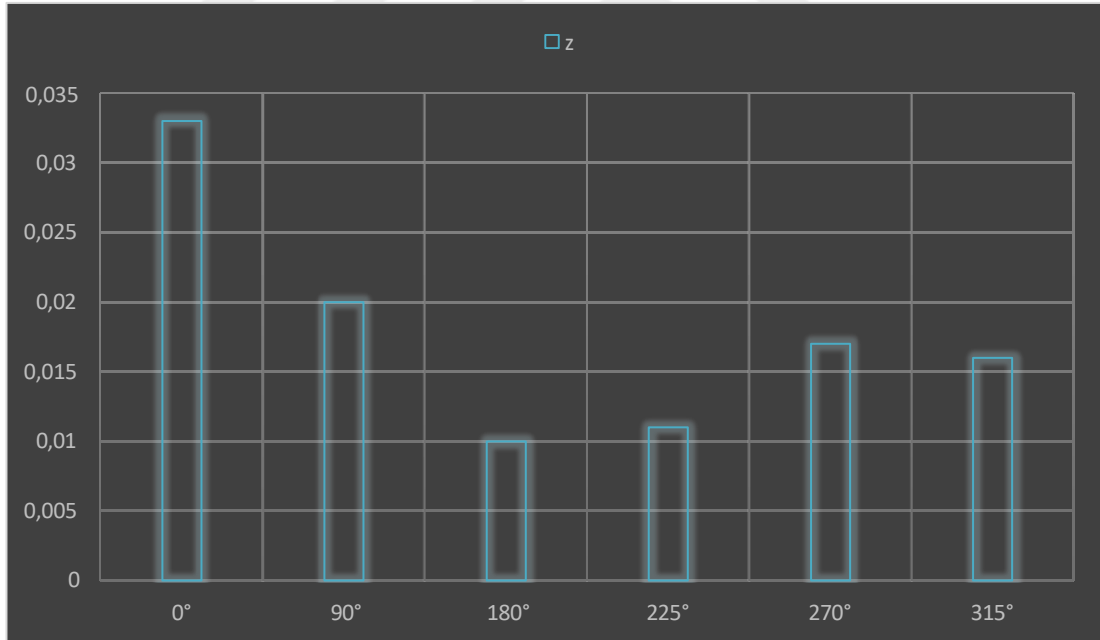
**Tablo 4.15 :** MVAA'nın farklı açı konumlarında kanin dişinin x eksenindeki yer değiştirme değerleri tablosu



**Tablo 4.16 :** MVAA'nın farklı açı konumlarında kanin dişinin y eksenindeki yer değiştirme değerleri tablosu.



**Tablo 4.17 :** MVAA'nın farklı açı konumlarında kanin dişinin z eksenindeki yer değiştirme değerleri tablosu.



## 5. TARTIŞMA

### 5.1 Metod ve Materyalin Tartışılması

Sonlu elemanlar analizi biyomekanik prensiplerin hesaplanmasında ortodontide kullanılan güvenilir ve yardımcı matematiksel araçlardır [217,230,231]. Çalışmamızda, uygulanan kuvvet yönüne bağlı olarak dişlerde oluşan stres dağılımı ve yer değiştirmenin biyomekanik incelenmesi gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada yüksek kalitede konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri dijital rekonstrüksiyon yöntemiyle geometrik modele dönüştürülmüştür. İşeri ve ark. ile Jafari ve ark. spiral bilgisayarlı tomografiden elde edilen datanın sonlu eleman analizi için kullanılan dijital modellerinin oluşturulmasında görüntü kesitlerinin güvenilir olduğunu bildirmişlerdir [232,233].

Klinik ve deneysel hayvan çalışmalarında invazif işlemlerle örneklerin etkilenmemesi için, sonlu elemanlar analizi geliştirilmiş ve bu tip çalışmalarla öne sürülen hipotezin sonuçlarının güvenli bir şekilde elde edilebildiği bildirilmiştir [234]. Sonlu elemanlar analizi ile dişler, alveolar kemik ve periodontal ligamentin özellikleri ağız ortamına uygun bir şekilde simüle edilebilir ve ortodonti pratiğinde uygulanan kuvvetin belirlenen anatomik yapılar üzerinde oluşturduğu stres ve yer değiştirme miktarları kolaylıkla ölçülebilir [233].

Belirtilen avantajların yanı sıra, sonlu eleman analiz çalışmalarının birtakım dezavantajları da mevcuttur. Materyallerin ağız içinde karşılaşılan durumlarını incelenirken izotropik, homojen ve lineer elastik malzeme davranışına sahip olduğu varsayılmaktadır [235]. İzotropik ve homojen özellikteki üç boyutlu dijital modelleme, yaş, cinsiyet ve inorganik içeriği bakımından farklılık gösteren biyolojik kalsifiye dokuların doğal yapısını birebir yansıtamayabilir. Ancak hata yüzdelerinin ihmal edilebilecek kadar düşük olmasıyla bu konu çalışmaların kısıtlaması olarak göz önünde bulundurulmaktadır [236]. Sung ve ark. hayvan ve kadavra çalışmalarından elde edilen verilerle periodontal mebran özellikleri için

oluşturdukları kalibrasyon protokolünün sonlu elemanlar analizlerinin doğruluğunun arttığını bildirmiştir [237].

Gerçeğe daha yakın simülasyon için iyi planlanmış sonlu eleman modeli en önemli faktörlerden bir tanesidir. Sonlu elemanlar modelinin doğruluğu, oluşturulan geometrik modelin hassasiyeti ve sayısal ağ yapısının kalitesine bağlıdır [217].

Çalışmamızda, üst çene yirmi yaş dişleri hariç tüm dişler, periodontal ligament ve multivektörel ankraj apareyi farklı açılar oluşturacak şekilde üç boyutlu olarak modellenmiştir ve lineer sonlu elemanlar analizi ile simülasyonlar yapılmıştır. Bununla beraber sonlu elemanlar analizini iki boyutlu modelleme ile de gerçekleştirmek mümkün olsa da Meijer ve ark. iki boyutlu modellemenin doğal yapıların gerçekliğini yansıtmadığını bildirmişlerdir [238]. Bu nedenle, 3 boyutlu lazer tarayıcı ile CAD-CAM bilgisayar destekli teknolojileri sayesinde anatomik olarak hatasız 3-D modellemeler çalışmalarda ön plana çıkmıştır [237].

Çalışmamızda 3 boyutlu model setlerinin Rhinoceros 4.0 programı ile oluşturulmasını takiben, datalar yüzey ağ yapısının oluşturulması amacıyla farklı bir program olan Algor Fempro yazılımına aktarılmıştır. Bu yazılım aracılığı ile modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bu yazılım ile oluşturulan geometrik modelde 8 nodlu elemanlar kullanılmakla beraber 8 nodlu elemanların gerekli detaylandırmayı sağlayamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır. Gauntam ve ark. insan doğal diş ve çevre dokuları ile alakalı yapılması planlanan çalışmalar için oluşturulacak dijital modellemede tetrahedra eleman modellenmesinin en uygun olacağını bildirmiştir [237,239]

Dişlerin geometrik modeli oluşturulmadan önce Wheeler (*WB, Saunders Company, US, 1974*) anatomi atlasında bulunan anatomik bilgiler baz alınarak alçı diş modelleri üretilmiştir [223]. Ardından bu modeller taranarak Nextengine yazılımı ile dijital model haline çevrilmiştir. Modelleme esnasında dentin, mine, sement ve pulpa gibi yapılar ayrı ayrı oluşturulmamış ve homojen olarak kabul edilmiştir. Dişlerin kuron ve kök kısımlarında sadeleştirme gerçekleştirilmiştir.

Yapılan çalışmalarda periodontal ligamentin kök kalınlığının farklılık gösterdiği, anizotropik ve nonlinear özelliklerde olduğu rapor edilmiştir [240]. Öte yandan Qian ve ark. yaptıkları çalışmada periodontal ligamenti homojen izotropik ve lineer olarak

değerlendirmiştir [241]. Bunun yanı sıra, dişleri oluşturan dokuların homojen yapı olarak dijital modele aktarılmasının periodontal ligament boyunca kuvvet dağılımında etkili olmadığı da bildirilmiştir. Dolayısıyla mine, sement ve dentin gibi dişi oluşturan yapılarının farklı modellenmesi, literatürdeki diğer çalışmalarda gerekli bulunmamıştır [242]. Çalışmamızda diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan kısımları —slice işlemil ile kesilmiş, elde edilen ara yüzlerden 0.15 mm'lik offset komutu ile periodontal ligament simüle edilmiştir. Manüel olarak oluşturulan periodontal ligament her bölgede eşit kalınlıkta olacak şekilde modellenmiştir. Periodontal ligament dokularının Rhinoceros programı ile kortikal kemikten —boolean yöntemil ile çıkarılması neticesinde diş soketleri elde edilmiştir.

Elastikiyet modülü ve Poisson oranı kuvvet dağılımını etkileyecek en önemli özelliklerden biridir [243]. Çalışmamızda izotropik ve homojen olarak tanımlanan materyellerin elastikiyet modülleri ve Poisson oranları önceki çalışmalardan referans alınarak programa tanımlanmıştır. Elastikiyet modülleri çelik (braket, ark teli, TPA), diş, periodontal ligament, spongios kemik ve kortikal kemik için sırasıyla 209860 Mpa, 18600 Mpa, 0.69 Mpa, 1370 Mpa, 15000 Mpa olarak tanımlanmıştır. Poisson oranları ise sırasıyla 0.3, 0.31, 0.45, 0.3 ve 0.3 olarak tanımlanmıştır [227-229].

Ortodontik diş hareketi esnasında optimum kuvvet uygulanması amaçlanmaktadır. Optimum kuvvet ile daha hızlı diş hareketi sağlanması hedeflenmektedir [244]. Mezomo ve ark. kanin distalizasyonu için gerekli olan optimum kuvvetin 150 gr olduğunu bildirmişlerdir [245]. Bu çalışma referans alınarak çalışmamızda kanin dişinin distalizasyonu amacıyla MVA'nın ön kolundan bağlanan kuvvet aktarıcılar her açıda kanin braketine 150 gr (1.4709975 N) kuvvet uygulamıştır. Molar dişin intrüzyonu için gerekli olan optimum kuvvet Kalra ve ark. tarafından büyümesi devam eden vakalar için 90 gr olarak bildirilmiştir [89]. Çalışmamızda molar dişlerinin intrüzyonu amacıyla MVA sisteminin her iki kolundan ark teline dik olacak şekilde birinci ve ikinci molar dişlerinin mezial bölgelerine 100'er gr (0.980665 N) kuvvet uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar analiz değerlendirme sonuçları dijital modeller üzerinde stres dağılımı olarak gösterilir. Gerilme, baskı, makaslama veya tüm bunların bileşeni olan von Mises stresleri, stres dağılımının türlerinden oluşturur. von Mises stress dağılım birimi aynı zamanda hasar oluşma ihtimalinin indeksi olarak kabul edilir [246].

Çalışmamızda farklı yöndeki kuvvet uygulamalarının oluşturduğu von Mises gerilme değerleri de incelenmiştir.

Ortodontik ankraj, anatomik yapılar tarafından sınırlandırılan, yer değiştirmeye karşı oluşan dirençtir [15]. Birçok araştırmada ankraj kaybının azaltılması için ortodontik materyellerde, braket (ör: self-ligating braket, Tip-Edge™) tasarımında ve sürtünmesiz kuvvet protokolleri (ör: segmental ark tekniği) üzerine çalışmalar yapılmıştır [247]. Diğer bir taraftan, ekstraoral ve intraoral aygıtlar geleneksel ortodontide ankraj kuvvetini arttırmak için kullanılmaktadır. Ancak, hasta kooperasyonu gereksinimi, dental ankraj ünitelerinin sayısı, sert ve yumuşak dokuların destek durumu, kullanılan materyellere karşı oluşabilecek alerji riski, iatrojenik yaralanmalar bu aygıtların kullanımını sınırlamıştır [247].

Ekstraoral ankraj sistemlerinde, hasta kooperasyonunun istenilen düzeyde bulunmamasından dolayı [103], geçici ankraj sistemleri geliştirilmiştir [5]. Ortodontiye sunduğu kolaylıklardan dolayı ankrajı kuvvetlendirmede yeni yöntem olarak geçici ankraj sistemleri geniş bir kullanım alanı bulmuştur [124]. Bu yeni tedavi yaklaşımları ile konvansiyonel ortodontik ankraj aygıtlarının limitasyonları ortadan kaldırılmaktadır [113,126]. Bu sistemlerden en yaygın olarak kullanılan ortodontik mini vida ve mini plak teknikleri maksillofasiyal tekniklerinden geliştirilmiştir. Mekanik retansiyon prensibi ile ankraj sağlamakta olup, kemik içi retantif ünitelerin, kemik dokusu ile osseointegrasyona girmeleri beklenmemesine rağmen [248], Melsen ve ark. yaptıkları hayvan çalışmasında kemik içi retantif ünitelerinin %10-58 arasında osseointegrasyona girdiklerini belirtmişlerdir [175].

Ortodontik mini plak sistemleri kompleks ortodontik tedavilerde etkili ve güvenli alternatifler sundukları için hastalar ve klinisyenler tarafından tercih edilmesi yaygınlaşmaktadır [24]. Çünkü maksillofasiyal fiksasyon plakların dizaynlarındaki değişiklikler, tedavisi çok güç olan sınır ortodontik vakalar için etkili bir araç olmuştur [249]. Mini plaklar üzerine C-tube veya Bollard mini plaklarda olduğu gibi intraoral ataçmanlar eklenerek ve modifiye edilerek, karmaşık tedavilere sundukları biyomekanik alternatifler arttırılmıştır [148,250].

İskeletsel ankraj sistemleri kendi içlerinde karşılaştırıldıklarında mini plaklar en iyi stabiliteyi sağlamaktadırlar [7]. Ortalama başarısızlık oranları mini plaklar için %7.3, palatal implantlar için %10.5 ve mini vidalar için %16.4 tür [15].

Mini vidaların uygulama kolaylıkları ve ucuz olmaları kullanımlarında popülitelerini arttırmaktadır. Ancak genellikle kökler arasına yerleştirilmeleri hem istenilen diş hareketlerini engellemekte hem de uygulanma sırasında dental köklere zarar verebilme olasılığı ile ataçmanların asıldığı bölgede yumuşak doku irritasyonlarına sebebiyet vermektedir [17,18].

Chung ve ark. yaptıkları çalışmada interdental mini implantların diş hareketlerini engellememesi için, mini vidaların kemik içine yerleştirilmelerinde dişlerin distale hareketinde anteriora, posterior dişlerin mesiale hareketinde ise posteriora taşınması gerektiğini bildirmiştir [144].

Ayrıca mini vidaların kuvvetin uygulanması sırasında kolaylıkla kemikle bağlantısının gevşemesi, dişlerin hareketi sırasında kuvvetin doğrultusu ile beraber kemik içersinde sürülerek yer değiştirmesi ve önemli anatomik komşuluklara zarar vermesi olasıdır [19,20].

Hareketli veya non-keratinize yumuşak doku üzerine yerleştirilen mini implantların peri-implantitise sebebiyet verdiği belirtilmiştir. Cheng ve ark. mini vidaların başarısızlık sebeplerinden birinin; mini vidaların non-keratinize yumuşak doku üzerine yerleştirilmesini göstermiştir [181].

Kuroda ve ark. non-keratinize veya hareketli mukoza üzerine mini vida yerleştirmenin kronik yumuşak doku irritasyonuna bağlı hastaya rahatsızlık vereceğini ve yumuşak doku ağrıları meydana getireceğini belirtmişlerdir. Kuroda aynı zamanda mini vidaların yumuşak doku irritasyonuna sebep vermemeleri için keratinize yumuşak dokuların üzerine yerleştirilmesini tavsiye etmiştir [251].

Keratinize yumuşak doku ve yapışık dişeti miktarı her hastada yeterli miktarda bulunmamaktadır. Bu tip vakalarda, mevcut ve kısıtlı sabit alveolar mukoza ve keratinize dişeti oklüzal düzleme yakın bulunmaktadır. Klinik açıdan mini vidaların oklüzale yakın yerleştirilmesi sonucunda komşu diş ve periodontal dokulara hasar vermesi kaçınılmazdır [154].

Forna ve ark. zamanla oluşabilecek peri-implant dokulardaki enfeksiyon, implant kaybına ve kemik yıkımına sebep olduğunu bildirmişlerdir [252].

Mini vidaların dezavantajlarını ortaya koyan tüm bu çalışmalar sonrasında, tasarladığımız *Multi Vektörel Ankrāj (MVA)* sistemi; yumuşak doku uyumluluğu açısından oldukça avantaj sağladığını düşünmekteyiz. Sistem dental implant ve

cerrahi plak sistemlerinin *hibrit* bir tasarım konseptini oluşturmaktadır. Eksternal dental implantların hegzagonal çalışma prensibine benzeyen MVA sistemine adapte olan *eksternal oktagonol ünite* aynı zamanda *tissue level* implant tasarımdan esinlenerek transmukozal tasarlanmıştır. MVA eksternal platformun trans mukozal tasarımı dolayısıyla, yumuşak dokuda irritasyon meydana getirmesini beklememekteyiz. MVA eksternal platform üzerine iyileşme başlıkları takılabilmektedir. MVA plağı hasta ağızına yerleştirildikten sonra flap kapatılır ve dişeti iyileşme başlıkları yerleştirilir. Yumuşak dokunun bu iyileşme başlıkları etrafında şekillenmesi ve intraoral abutment parçasının şekillenmiş mukozdan çıkması, yumuşak doku irritasyonunu engeller. Ayrıca kuvvet uygulama noktaları olan abutment üzerindeki buton ve deliklere bağlanan kuvvet aktarıcıları (örn: elastik zincir, kapalı Ni-Ti sarmal yay) yumuşak doku izerinde irritasyon meydana getirmeyecektir.

Umemori ve ark. yaptıkları çalışmada geleneksel mini plaklardaki ağız ortamına ekspoze olan bükülebilir parçasının yumuşak dokuyu irrite ettiğini ve oral hijyenin korunmasını daha da zorlaştırdığını söylemiştir. Bu sebep ile oluşan enfeksiyonun mini plak etrafında kemik kaybı meydana getirerek iskeletsel ankrajın mobilitesine neden olduğunu bildirmiştir [12].

Bu endişeden hareketle Cornellis ve ark. da geliştirdikleri mini plağın yuvarlak inrtaoral bağlantı uzantısının yumuşak dokuya adaptasyonunu sağladığını, oral hijyeni kolaylaştırdığını ve submukozal bakteri infiltrasyonunu azalttığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada 59 adet kemik ankrajından sadece bir tanesini mobiliteden kaybetmişlerdir [154].

Miyawaki ve ark. peri-implant dokulardaki inflamasyonun engellenmesinin geçici ankraj aygıtlarının başarısında önemli bir faktör olduğunu söylemişlerdir [151].

Robert ve ark. iskeletsel ankraj başarısının iyi bir yumuşak doku düzenlemesi olduğunu bildirmiştir [116].

Choi ve ark. mini plakların transmukozal ünitelerin minimize edilmesinin muhtemel yumuşak doku komplikasyon risklerini azaltabileceğini belirtmişlerdir [148]. MVA eksternal ünite, MVAA'ya maksimum stabiliteyi sağlarken yumuşak doku içersinde minimum hacim kaplayacak şekilde tasarlanmıştır.

Tüm bu çalışmalar doğrultusunda MVA sistemindeki iyileşme başlıkları ve kuvvet uygulayan abutment parçası mini plağın temizlenmesini kolaylaştırır, besin birikimini engeller, oluşabilecek dişeti enfeksiyonu ve mini plak mobilite riskini ortadan kaldırır.

İskeletsel ankraj olarak mini implantların kullanılmasının bir diğer dezavantajı, kemiğe vidalanma esnasında periodontal dokulara hasar vermesidir [251]. Dolayısıyla ortodontik ankraj amaçlı mini vidalar köklerden mesafeli olacak şekilde yerleştirilmelidir.

Araştırmacılar interradiküler alandaki konvansiyonel mini vidaların lokalizasyonunun; mini vida başarısını etkileyen faktörlerden olduğunu belirtmişlerdir [149,253]. Ortodontik ankraj uygulamalarına mini implantların kök yakınlığı, implantların ana başarısızlık nedenlerindedir [254].

Mini vidaların interradiküler alanlara yerleştirilmesi, özellikle yer sınırlılığı nedeniyle distalizasyonun 2-3 mm'den fazla yapılmasına imkan vermemektedir [255]. Ayrıca mini plak uygulandığı zaman, distalizasyon sırasında mini vidalar gibi pozisyonlarının değiştirilmesine gerek yoktur [256].

Lee ve ark. periodontal ligamenti ihlal eden iki mini implant vakasını sunmuşlardır. Bu implantların komşu diş köklerine teması sonucu kaybedildiğini bildirmişlerdir. Bu vakalarda mini implantlar alınmış ve ankraj amaçlı mini plaklar yerleştirilmiştir [257].

Mini plaklar ise daha stabillerdir ve komşu diş köklerine daha az hasar riski taşımaktadır [20,22].

Sugawara ve ark. mini plak bağlantı gövdelerinin onplant ve fiksasyon vidalarının da implant gibi işi gördüklerini bildirmişlerdir. Onplant işlevi gören parçanın titanyum olması dolayısıyla kemik ile yüzeysel osseoentegrasyona girmeleri, mini plakların stabilitesini arttırabileceğini ve mini plakların ankraj kullanımında başarılarının paralel olarak artabileceğini düşünmektedirler. Sugawara ve arkadaşları aynı zamanda, mini plak fiksasyon vidalarının ve bağlantı gövdesinin de; maksiller ve mandibuler dentisyondan uzak olmaları dolayısıyla, dişlerin ortodontik hareketlerine engel olmadıklarını bildirmişlerdir [152].

Miyawaki ve ark. mini plakların başarı oranlarının mini implantlardan daha yüksek olduğunu belirtmekle beraber, mini plakların diş köklerinden güvenli mesafede

yerleştirilebildiklerini, diş kökleri arasında sıkışma riskinin daha düşük olduğunu ve diş köklerinin serbestçe hareket edebileceklerini bildirmişlerdir [151].

Kim ve ark. C-tube adapteli modifiye Y tipi mini plağı mandibular simfiz bölgesine yerleştirmiştir. Modifiye Y-tipi mini plağın, iki plak yerleşimine gerek kalmadan tek bir plak olarak yerleştirilmesi dolayısıyla daha az cerrahi alan gerektiğini bildirmişlerdir. Kim, ayrıca plağın yerleştirilmesi esnasında sürmekte veya gelişmekte olan mandibular kanin dişlerinde fiksasyon vida kaynaklı herhangi bir hasar meydana gelmediğini de belirtmiştir [258].

MVA sisteminin tasarımı, plağın fiksasyon vidalarının diş köklerinden uzak noktalarda kemiğe tespit edilecek şekilde yapılmıştır. Plak üzerine adapte oktagonel üniteler ile fiksasyon yuvaları arasında mesafe vardır ve eksternal oktagonel yapıların oklüzal düzleme yaklaşması amaçlanmıştır. Fiksasyon yuvalarının bulunduğu kollar anatomik yapıların eğim ve morfolojisine göre bükülebilmektedir.

MVA sisteminin fiksasyon yuva ve kolları aynı zamanda, cerrahi olarak uygulanacak bölgeye göre farklı şekillerde tasarlanmıştır. — *Y, L, I, X, H, T* tasarımları, hangi çene ve uygulanacak anatomik bölge, sinir, damar ve anatomik boşluklar gözetilerek tercih edilecek şekilde dizayn edilmiştir.

Mini plak sistemlerinin kemik ile stabilizasyonu kilitli fiksasyon vidaları yada kilitsiz (konvansiyonel) vida sistemleri ile gerçekleştirilmektedir.

Kilitsiz sistemde; fiksasyon vida başı mini plağa kompresyon uygular ve plak kemik üzerinde fiksasyon vidasının baskılaması ile stabilize olur. Dolayısıyla kemik yüzeyi ile plak alt yüzeyinin direk teması istenir. Plak anatomik oluşumların kontürlerine göre adapte olmalıdır. Eğer adaptasyon tam sağlanamaz ise mini plak uygulaması başarısız olmaktadır [139].

Kilitli sistemde ise plak stabilizasyonu; fiksasyon vidalarının baş kısımlarının plak yuvaları içersindeki yivlere kilitlenmesi ile gerçekleşmektedir. Vidaların baş kısımları fiksasyon yuvalarının yivlerinde sıkışma sağlar. Çift yivli vidalar, kemikte bir kilitlenme meydana getirdiği gibi, mini plak yuvasında da kilitlenme meydana getirir. Bu prosedüre *mini-internal fiksasyon* denir. Mini-internal fiksasyon, daha rijit bir yapının oluşmasını, daha az vida gevşemesini, ve kemik yüzeye daha az kompresyon baskılarının gelmesini sağlar. Kompresyon ne kadar az olursa kemikteki kan dolaşımı o oranda daha iyi olur [259].

Kilitleme sisteminin avantajları; mini plak adaptasyon kolaylığı, altta yatan kemiğe aşırı basınç iletmeden ve kan dolaşımını bozmadan daha iyi bir stabilite sağlayabilmeleridir [260,261].

Mini plak fiksasyon vidalarında oluşabilecek gevşeme, enfeksiyon ve diğer komplikasyonların meydana gelmesindeki ana riski oluşturmaktadır [179,262].

Bununla beraber, konvansiyonel (kilitsiz) sistemler ile alakalı Cordey ve ark. yaptıkları çalışmada, plak-vida-kemik üniteleri arasındaki bağlantının en zayıf olduğu noktanın; vida başı ve plak arasındaki noktalarda olduğunu belirtmiştir [263].

Fiksasyon vidalarının stabil olması büyük önem taşımaktadır. Mini plak ünitesin stabil olması plak hareketi sonucu meydana gelebilecek enfeksiyon riskini elimine etmektedir. Oluşabilecek bir gevşeme ve mini plak hareketi, ikinci bir cerrahi gerektirecek ve başka bir plak yerleşimini gerekli kılacaktır [264].

Hareket halindeki bir mini plaktan ortodontik ankraj alınamayacağı da aşıkardır. Gutwald ve ark. 1999 yılında yaptıkları çalışmada kilitli ve kilitsiz sistemleri biyomekanik açıdan değerlendirmişler ve kilitli plak sisteminin daha stabil olduğunu belirtmişlerdir [179].

Literatürde kilitli ve kilitsiz sistemlerin kıyas edildiği bir çok çalışma mevcuttur. Herford ve ark. kilitsiz sistem kullanımından kilitli sistem kullanımına geçiş yaptıklarını bildirmiş ve mini plak gevşeme probleminin minimize edildiğini bildirmişlerdir [265].

Kilitli sistemler hakkındaki ilk klinik çalışmayı Ellis ve ark. 2002’de angulus kırıkları üzerinde gerçekleştirmiştir. Kilitli sistemin sağlam stabilite ve kullanım kolaylığı sağladığını belirtmişlerdir [261].

MVA plak tasarımı, plağın stabilitesi göz önüne alınarak yuvalar 2 mm çapında, fiksasyon vidaları ise bu yuvalara uygun kilitli vida sistemi olarak tasarlanmıştır. Kullanım tercihinine göre MVA sistemi kilitli veya kilitsiz sisteme uygun olacak şekilde dizayn edilmiştir. Sistem içersinde bulunan her iki tip vida, cerrahiye uygulayan hekimin insiyatifine göre tercih edilmesi düşünülmüştür.

Self-tapping tipindeki fiksasyon vidalarını kemik içersine yerleştirmeden önce pilot frez ile giriş yuvası açmak gerekmektedir ve yerleştirme belirli bir torka göre

ayarlanmalıdır. Self-drilling tipindeki vida sistemleri için pilot frez ile giriş yuvası açmaya gerek yoktur ve direk kemiğe yerleştirilebilmektedir.

Sowden ve Schmitz, self-drilling vida tipi kullanımının operasyon süresinde azalmaya neden olduğunu bildirmişlerdir. Aynı zamanda pilot frez kullanılmaması dolayısıyla, frez kullanımına bağlı kemikte ısınma kaynaklı nekroz oluşma ihtimali de ortadan kalktığını belirtmişlerdir [266].

Heidemann ve Gerlach, self-drilling fiksasyon vida tipini maksillofasiyal bölgede kullanmışlardır. Bu klinik çalışma neticesinde, self-drilling vidaların santral ve lateral orta yüz yüz bölgesinde kullanılabileceğini, mandibulada kullanımının sınırlı olduğunu bildirmişlerdir [267].

MVA sistemindeki fiksasyon vidaları *self-tapping* veya *self-drilling* prensibine göre tasarlanmıştır. Özellikle kansellöz kemiğin fazla olduğu ve kortikal kemiğin daha az yoğunlukta olduğu durumlarda self-drilling vida tipi tercih edilebilecekken, kortikal kemik miktarının fazla olduğu durumlarda self-tapping vida tipi tercih edilmektedir. Bu iki alternatifinin mini plağın stabilitesini arttırmak için uygulama sırasında cerraha avantaj kazandıracağını düşünüyoruz.

Ağır kuvvetlere ihtiyaç duyulduğunda mini plaklar, daha güvenli ankraj sağlamaktadır [16]. Krishnan ve Davidovitch ortopedik kuvvetler için 300 gr ve daha fazlasını önerirken [268], Nanda maksillanın protraksiyonu için 200 ile 800 gr arası kuvvet [269], bazı çalışmalarda ise 1500 gr'dan daha fazla kuvvetin gerekli olduğunu bildirmektedir [31,270].

Mini plaklar konvansiyonel ortodontik tedaviye uygun olmayan hastalarda biyomekanik alternatif sunar ve ortodontik mini implantlara göre daha ağır ve daha dinamik kuvvetler uygular [22]. Son zamanlarda mini plaklar, geçici ankraj aygıtları olarak maksiller yetersizliği olan hastaların ortopedik tedavisinde kullanılmaktadır. İskeletsel maksillofasiyal komplekse ortopedik kuvvetlerin direk uygulanması söz konusudur [271].

De Clerk ve ark. mandibular kanin ile premolarlar arasına ve maksiller infrazigomatik bölgeye mini plakları yerleştirmiş ve Sınıf III elastikler büyüme modifikasyonu için kullanıldıklarında önemli derecede maksillanın öne doğru büyüdüğünü bildirmişlerdir [132].

Wilmes ve ark. iskeletsel destekli hızlı genişletme aygıtları ile kombine mini plaklardan destek alan iskeletsel maksiller protraksiyon tekniğini kullandıklarını rapor etmiştir [272].

Çalışmamızda kullandığımız MVA sisteminin ağır kuvvetler altında stabilitesini koruyabilmesini dikkate alınmıştır. Gerek mini plak fiksasyon vida dizaynları, gerek ise MVAA vidaları, sistem aktif haldeyken minimum gevşeme gösterecek şekilde dizayn edilmiştir.

Ortodontik ankraj amaçlı kullanılan mini plakları araştırmacılar farklı yönlerde kuvvet uygulayabilme ve ergonomi prensibi esas alınarak modifiye etmişlerdir. Literatürde bu çalışmalar bulunmaktadır. Ne var ki modifiye mini plak sayısı oldukça az miktardadır.

Sugawara ve ark. mini plaklara kanca ilave ederek, mini plakları ortodontik ankraj amaçlı modifiye etmişlerdir. Ağız ortamına ekspozite olan mini plakların baş kısmında 3 adet kanca bulunmaktadır. Alt alta yerleştirilmiş kancalar ile mini plak ünitesi arasındaki transmukozal uzantı, anatomik varyasyonlara göre uzunlukları 6.5, 9.5 ve 12.5 mm olacak şekilde tasarlanmıştır [273].

Cornelis ve arkadaşları Bollard Mini plakları geliştirmişlerdir. 0.7 mm kalınlığındaki mini plağı, 1.4 mm çapında bir bar ile birleştirmişlerdir. Bu barın son kısmına *silindirik fiksasyon ünitesi* adapte etmişlerdir [134]. Cornelis; ankrajın infrazigomatik alana yerleştirildiği durumlarda, kanin dışından ankraja çekilen bir kuvvet çizgisinin oklüzal düzleme göre yukarı eğimli olacağını bildirmiştir. Yukarı eğimli kuvvetin kanin distalizasyonunda aynı zamanda intrüzif bir hareket de vereceğini belirtmiştir. Dolayısıyla distalizasyon esnasında elde edilen intrüzyon hareketinin derin kapanışlı hastalarda işe yarayacağını bildirmiştir. Ön açık kapanış vakalarında ise ankrajın oklüzal düzleme daha yakın olması istenmektedir ki, bu durum kök hasar riskini arttırmaktadır. Cornelis bu durumun üstesinden gelmek için mini plak üzerine adapte fiksasyon ünitesini bir bar ile uzatmış ve fiksasyon ünitesini oklüzal düzleme yakınlaştırmıştır. Bu sayede ankraj ve kuvvet uygulanan diş arasındaki eğim aşağı yönü olmuştur [134].

Chung ve ark. *C-tube* adını verdikleri 0.036 inch (0.91 mm) çapındaki tüpü mini plaklara adapte etmişlerdir. Chung, C-tube aparatlarının konvansiyonel mini plaklar

gibi istenilen yere yerleştirilebileceğini ama posterior maksillada tavsiye edilen bölgenin zigomatik butresin altı olduğunu bildirmişlerdir [221].

Yukarıdaki çalışmalardan referans alınacağı üzere; mini plakların ortodontik ankraj kullanımına yönelik ergonomisini arttırma adına, bir çok modifikasyonları tasarlanmıştır. Ne var ki literatürde mevcut olan bu modifikasyonların sayısı oldukça azdır.

MVA mini plak sistemi üzerinde farklı yönlerde kuvvet elde edilebilmesini sağlayan ünite mevcuttur. Bu sistem dolayısıyla mini plak *tarafımızca multi vektörel ankraj (multi vectorel anchorage)* olarak adlandırılmıştır. Mini plak üzerinde 8 farklı açılarda yerleştirilecek şekilde tasarlanmış multi vektörel ankraj abutment (MVAA) mevcuttur. MVAA eksternal oktagonol ünite üzerine ayrı bir fiksasyon vidası ile sabitlenmektedir. MVAA'nın üzerinde bulunan *buton* ve *2 adet delik*, kuvvet aktarıcılarının tutunmasını sağlar.

Aynı zamanda istenilen yöne doğru diş hareketi gerçekleştikten sonra, ankraj ve kuvvet uygulama noktası arasındaki mesafenin kısalması dolayısıyla MVAA'nın konumu değiştirilebilir.

MVAA kollarının; 8 farklı açılarda fikse olabilme özelliği dolayısıyla, intrüzyon kuvvetlerinin ark teline dik olarak kuvvet verebilmesi için, açısal rotasyonları mümkündür. Buna rnek; çalışmamızda digital ortamda hazırladığımız ikinci modeldir. Bu modelde molar dişlerin intrüzyonu için ön kol 0°, arka kol 90° olarak ayarlanmıştır.

Sistem üzerinde bulunan iki üniteye bağımsız olacak şekilde, farklı dişler için ayrı kuvvet aktarıcılar uygulanabilir. Buna rnek olarak; n üniteden kanin distalizasyonu için kanine kuvvet uygulanabilecek iken, arkadaki üniteden molar dişlere intrüzyon amaçlı kuvvet uygulanabilmektedir.

Klinik uygulamaları henüz bulunmayan MVA sisteminin bir takım dezavantajları da bulunmaktadır. MVA plak uygulaması mini implantlara nazaran ekstra cerrahi gerektirmektedir. MVAA ile plak bağlantısını sağlayan fiksasyon vidasının ağır kuvvetler altında stabilizasyon derecesi ileri aşamalardaki çalışmalarımız için de konu olacaktır. Maliyet ayrı bir dezavantaj sayılabilir. Fakat ortognatik cerrahi sınır vakaları ile kıyaslandığında, MVA prosedürü daha minör bir cerrahi olup, çok daha düşük maliyetler ile neticeye ulaşılabilecektir.

## 5.2 Bulguların Tartışılması

Üç boyutlu dijital modelleme üzerinde MVA plak sisteminin maksiller infra zigomatik bölgeye yerleştirilmesi ile iki modelde iki farklı senaryo analiz edilmiştir. Birinci modelde ilk premolarlar çekilmiş ve MVAA'nın farklı açılardaki kanin distalizasyonu değerleri analiz edilmiştir. İkinci model ise çekimsiz düşünülmüş ve MVAA'nın 0° ve 90° derecelerdeki konumuyla molarların intrüzyonu incelenmiştir.

### 5.2.1 Distalizasyon hareketi ile elde edilen bulguların tartışılması

Ortodontide geleneksel mekanikler kullanıldığı zaman uygulanan kuvvet doğrultusu genellikle oklüzal düzleme paraleldir. Mini plaklarından uygulanan kuvvet ise oklüzal düzleme göre bir açıya sahiptir. Kanin dişinin distalizasyon hareketi için bu açılı kuvvet, vertikal intrüzif kuvvet ve horizontal distalize edici kuvvet olmak üzere iki komponente ayrılır [274]. Kuvvetin uygulanma noktası bu iki kuvvet komponentinin miktarlarını etkiler ve istenilen diş hareketi tipini belirler (*kontROLSÜZ devrilme hareketi, kontrollü devrilme hareketi, translasyon ve kök hareketi*). Smith ve Burstone, 1984'de boşluk kapatma amacıyla kesicilerin retraksiyonunda, braket seviyesinden posterior ve anterior segmentler arasına uygulanan kuvvetin, sistemin direnç merkezinin altından geçtiği için uygulanan kuvvet yönünde dişlerde rotasyon ve devrilme hareketi meydana geldiğini söylemişlerdir [50]. Bu devrilme ve rotasyon hareketi, kuvvetin direnç merkezine olan uzaklığından dolayı meydana gelen kuvvet momentinden kaynaklanır. Bu moment değiştirilerek rotasyon ve devrilme hareketinin haricinde diğer hareket tipleri de elde edilebilir. Upadhyay ve arkadaşlarına göre, bu iki şekilde olmaktadır;

- Uygulanan kuvvetin etki çizgisini, direnç merkezine göre değiştirmek (veya kuvvet momentini azaltmak)
- Kuvvet momentine ters yönde karşı dengeleyici moment oluşturmak [275].

Sung ve ark.'nın sonlu elemanlar yöntemi ile gerçekleştirilen çalışmalarında, sürtünmeli sistemlerde anterior dişlerin retraksiyonu esnasında kuvvetin farklı uygulama noktaları referans alınarak kesici dişler üzerindeki etkiler incelenmiştir. Yazarlar kuvvet yönü ile dişin direnç merkezinin arasındaki ilişkinin, dişin hareket tipini belirleyeceğini bildirmişlerdir [237].

Sia ve ark. retraksiyon kuvvetinin uygulama noktasının oklüzal düzleme göre yüksekliği ile anterior diş hareketlerinin yönünü incelemiştirlerdir. Kuvvetin uygulanma noktasının diş hareket tipini etkilediğini ve direnç merkezine yaklaştıkça, kuronlardaki kontrolsüz devrilme hareketinin azaldığını bildirmişlerdir. Uygulanan kuvvetin direnç merkezinin üstünden geçmesi durumunda, kuronun labiale doğru devrileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca kuvvet kolları sayesinde kesici dişlerin retraksiyonu sırasında kontrollü devrilme ve paralel hareket elde edileceğini söylemişlerdir [276].

Lee ve ark. sefalometrik ölçümler üzerinde yaptıkları dental ve iskeletsel analizler ile mini vida destekli ankraj sağlanarak maksimum kesici retraksiyonunun dental etkilerini incelemiştirlerdir. Bu çalışmada, mini vidanın pozisyonu ile belirlenen kuvvet vektörünün diş hareket tipini belirlediği, intrüzyon ve retraksiyon hareketinin aynı anda uygulanabilmesi için mini vida pozisyonunun modifiye edilmesini veya diş üzerindeki kuvvet bağlantı noktalarının değiştirilmesini önermişlerdir [277].

Çalışmamızda kanin dişinin distalizasyonu için gerekli 150 gr'lık kuvvet, MVAA ünitesinden farklı açılarla uygulanmıştır. Boşluk kapatma dinamik bir süreçtir ve diş hareket ettikçe sistemin biomekaniği ve gerekli kuvvet miktarı diş hareketine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Çalışmamızın amaçlarından biri, farklı açılardan uygulanan distalizasyon kuvvetinin açısı değiştikçe, kanin dişinde elde edilen diş hareket miktarının ve tipinin belirlenmesidir. Zira, kanin distalizasyonu sırasında değişebilen kuvvet vektörü ihtiyacına göre MVA mini plak sisteminin 360° derece dönebilen kolu (MVAA) ile translasyon hareketi için gerekli kuvvetin optimal seviyede ve yönde sağlanabilmesi hedeflenmiştir. MVAA ünitesi vasıtasıyla kuvvet noktası sürekli değiştirilerek, diş hareketi boyunca değişebilen kuvvet etki çizgisi ile dişin direnç merkezi arasındaki ilişki sabit tutulabileceği düşünülmüştür.

Kuvvetin uygulandığı farklı 6 açı içerisinde en fazla distalizasyon hareketi 180° ve 225°'lik açı pozisyonlarında eşit miktarlarda olduğu izlenmiştir. Bu açıları sırasıyla, 270° ve 315°'lik açı kolları takip ederken, 0° ve 90°'lik açılarda distalizasyon hareketinin daha az olduğu görülmüştür. Bu durumun, kuvvetin horizontal ve vertikal kuvvet bileşkeleriyle ilişkili olduğunu düşünmekteyiz. Horizontal kuvvetin arttığı durumlarda distalizasyon hareketinin de artması beklenmektedir. 270° ve 315° ile açılardırılan MVAA'nın, 180° ve 225° MVAA'ya göre kanin dişine sagittal yönde daha uzakta olduğu için, daha fazla distalizasyon miktarı beklenebilir. Ancak 270° ve

315° ile açıldırılan MVAA daha fazla vertikal kuvvet bileşenine sahiptir ve dolayısıyla 150 gr'lık kuvvetin vertikal bileşeni arttıkça distalizasyon bileşeninin etkisi azalmıştır. 180° ve 225°'lik MVAA'da kanin dişine toplam kuvvetin sagittal yön bileşeninin daha fazla etki ettiğini ve bu yüzden distalizasyon miktarının daha fazla olduğunu düşünmekteyiz. 0° açıldırılmış kolun ise 180°'lik açılı kol ile aynı sagittal uzaklığa sahip olmasına rağmen, 0°'de daha fazla vertikal kuvvet etki ettiği için, 180°'de distalizasyonun daha etkin olduğu gözlemlenmiştir. 90° MVAA'da ise hem kuvvetin sagittal mesafesi azalmış, hem de vertikal mesafe 180° ve 225° MVAA'ya göre artmıştır. Bu yüzden en az distalizasyon miktarı 90°'de görülmüştür.

Biyomekanik prensiplere göre diş hareketinin planlanmasında dişin direnç merkezi ve arkin elastik deformasyonunun değerlendirilmesi gerekmektedir. İstenilen diş hareketi tipi kuvvetin etki çizgisinin direnç merkezine olan uzaklığına bağlıdır [278].

Ortodontide diş hareket tipini etkileyen iki önemli faktörden bir tanesi olan kuvvet uygulama noktasının değiştirilmesi, klinik olarak rijit ataçman olan ve *power-arm* diye isimlendirilen kuvvet aktarıcı çengel vasıtasıyla, kuvvetin direnç merkezine yaklaştırılması ile elde edilmektedir. Kuvvetin etki çizgisi farklı bir lokasyona taşınarak direnç merkezine olan uzaklığı değiştirilir. Bu aynı zamanda kuvvetin momentinde de bir değişiklik oluşturarak diş hareket tipini belirler [41,279]. Çalışmamızda ankraj olarak alınan mini plak sistemi üzerinden distalizasyon kuvveti verilmiş, ancak diş üzerindeki kuvvet noktası sabit tutularak kanin braket seviyesinden uygulanmıştır. Uygulanan kuvvet ile dişin direnç merkezi arasındaki ilişkiyi değiştirmeden MVAA'nın kanin dişine uyguladığı distalizasyon kuvvetinin saf etkisini değerlendirmeyi hedefledik. Zira, Sung ve ark. yaptıkları çalışmada ark teli üzerindeki kuvvet uygulama noktasını apikale kaydırmak için uzun kanca kullanıldığında, retraksiyon kuvveti ile kancanın ana ark teline deformasyon kuvveti oluşturarak kesicilerde labial tipping ve kaninlerde distal tipping meydana getirdiğini bildirmiştir [237]. Hatta kancanın vertikal olarak anterior dişlerin direnç merkezine yaklaştırılrsa bile paralel olarak retrakte edilemeyeceğini bildirmiştir. Özellikle ark deformasyonunun 0.018-in slot braketlerde retraksiyon için kullanılan 0.016x0.022-in SS çelik tellerde, 0.022-in slot braketlerde retraksiyon için kullanılan 0.019x0.025-in SS çelik tellerden daha fazla olduğunu bildirmiştir.

Tominaga ve ark. lateral ve kanin dişleri arasına yerleştirdikleri kuvvet kolu üzerinde farklı noktalardan uygulanan distalizasyon kuvvetinin diş hareketine olan etkilerini

incelemişlerdir. Braket seviyesinden (0 mm) uygulanan distalizasyon kuvvetinin, kesicilerin kuronlarında kontrolsüz lingual devrilme meydana getirirken, apikale doğru 5.5 mm'de paralel hareket, 10 mm'de ise köklerin linguale hareketinin görüldüğünü bildirmişlerdir [280].

Çalışmamızda, 0°, 90°, 270° ve 315° ile açılanmış kuvvet kolu ile kuron ve kökün distale doğru paralele yakın hareket ettiği ancak kök hareketinin önemsenmeyecek derecede kuron hareketinden fazla olduğu kaydedilmiştir. Bu durumun kuvvetin etki çizgisinin kanin dişinin direnç merkezinin üstünden geçmesine bağlı olarak meydana geldiğini düşünmekteyiz. 180° ve 225°'de ise distalizasyon sırasında önemsenmeyecek derecede kuronun kökten daha fazla distalize olduğu görülmüştür. Bu hareketin sebebinin ise kuvvet uygulama noktasının oklüzal düzleme yaklaşacak şekilde aşağıya doğru açılmasıyla, kuvvet etki çizgisinin dişin direnç merkezinin altından geçtiği tahmin edilmektedir. Dolayısıyla kuronun kökten daha fazla hareket edecek şekilde etki etmesine sebep olduğunu düşünmekteyiz. Bu durum Sung ve ark. tarafından yapılan çalışmada da benzer şekilde açıklanmıştır [281]. Sung ve ark. tüm maksiller dentisyona farklı noktalardan iskeletsel ankraj ile uygulanan distalizasyon kuvvetinin anterior dişler üzerinde meydana getirdiği hareketleri sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Ark teli üzerindeki kuvvet uygulama noktasını apikale doğru kaydırıp iskeletsel ankraj alınan nokta ile aynı vertikal seviye veya daha yükseğe konumlandıklarında dişlerin direnç merkezinin üstünden geçen kuvvetin, anterior dişlerde labial kuron ve lingual kök hareketine sebebiyet verdiğini bildirmişlerdir. Ayrıca anterior dişlerin intrüzyonu, posterior dişlerin ekstrüzyonu ve oklüzal düzlemin rotasyon yapacak şekilde değiştiğini bildirmişlerdir [281]. Çalışmamızda benzer şekilde kuvvetin etki çizgisinin direnç merkezinin üstünden geçtiğini tahmin ettiğimiz 0°, 90°, 270° ve 315°'de anterior dişlerde intrüzyon, molarlarda ise palatinal kök ekstrüzyon yapacak şekilde hafif bukkal tipping hareketi görülmüştür.

MVA sisteminin tüm açılarında kuvvetin horizontal ve vertikal birleşenleri vardır. MVAA ünitesinin konumu değiştirilerek, kuvvetin horizontal ve vertikal bileşenleri de değiştirilmiş olmaktadır. Kuvvetin etki çizgisi ile dişin veya arkın direnç merkezinin yeri arasındaki ilişki diş hareketinin türünü belirlemektedir [50,102,282]. Distalizasyon kuvveti ark teline uygulandığında kuvvetin vertikal komponenti molarlarda intrüzyon ve bukkal tipping meydana getirir. Dişlerin bukkal

yüzeylelerinden uygulanan kuvvet, dişlerin direnç merkezinden geçmediğinden önlenemeyen bir moment meydana gelmektedir. Bu moment sonucunda dişlerde bukkal tipping oluşmaktadır. Bu moment vertikal kuvvetin artması ile orantılı olarak artış göstermektedir [281]. Özellikle tedavi başında ön açık kapanışı olan hastalar tedavi edilirken uyguladığımız distalizasyon kuvvetinin vertikal komponentinin oluşturduğu moment, molarların palatal tüberküllerinin ekstrüzyonuna neden olmakta ve ön açık kapanış daha da şiddetlenebilmektedir [93,283]. Ön açık kapanış eğilimi olan hastalarda bu nedenle distalizasyon esnasında horizontal vektörü daha fazla olan kuvvetler tercih edilmelidir. Uygulanabilecek mini vidalar vertikal kuvveti azaltmak için oklüzal düzleme daha yakın bölgelere yerleştirilebilir, ancak bu durum interdental bölgelerde kök hasarı riskini arttırabilir. Bu tür durumlarda uzantılar ile kuvvet uygulama noktası, aşağıya doğru alınarak, vertikal vektör azaltılmaya çalışılır. MVA sisteminde, 225° ve 180°'lik açılarda kuvvetin vertikal vektörü kolun oklüzal düzleme yaklaştırılması ile azaltılırken, uygulama noktası daha posteriora kaydığı için distalizasyon kuvveti arttırılabilir.

Kaninin distal hareketi sırasında oklüzal temasların giderilmesi ve anterior segmente intrüviz kuvvetin etki etmesi, derin kapanışı olan hastaların tedavilerinin seyri açısından avantaj oluşturabilir. Anterior retraksiyon sırasında oluşabilecek iatrojenik derin kapanış, ilave intrüviz mekanikler kullanılarak ya da kuvvetin vertikal komponentinin kuvvet uygulama noktasının değiştirilmesi suretiyle arttırılmasıyla önlenmektedir. Lee ve ark. diş hareket tipinin mini vida pozisyonuna bağlı olduğunu ve oluşan kuvvet çizgisi ile ilişkili olduğunu bildirmiştir [277]. Lee ve ark. mini vida pozisyonunun veya alternatif olarak ataşman noktasının değiştirilmesi ile simültane retraksiyon ve intrüzyon kuvvetlerinin elde edilebileceğini belirtmiştir. Ancak keratinize dişeti dokusu miktarının sınırlı olmasının, hatta kimi vakalarda kısa olmasının mini vidanın istenilen vertikal seviyede yerleştirilmesini engellediğini belirtmiştir. Çalışmamızda MVAA'nın 270° ve 315°'lerde konumlandığında kesici dişlerde intrüzyon görülürken molarlarda hafif bukkal tipping görülmüştür. Bu nedenle derin kapanışlı vakalarda ya da kapanışın derinleşmesinin istenmediği durumlarda kanin distalizasyonu esnasında bu açılardan kullanılmasının avantaj oluşturabileceğini düşünmekteyiz.

Sung ve ark. yaptıkları SEM çalışmasında, elde ettikleri 3D maksiller model üzerine ikinci premolar ve birinci molar arasına mini vida yerleştirmiş, lateral ve kanin

arasına farklı vertikal yükseklikteki kuvvet kolundan uygulanan distalizasyon kuvvetinin dişler üzerinde meydana getirdiği hareketleri incelemişlerdir [281]. Anterior dişlere uygulanan distalizasyon kuvvetinin devamlı ark boyunca proksimal kontak noktaları ile posterior segmente iletilerek, hem kesicilerin hem de molarların distalizasyonuna neden olduğunu rapor etmişlerdir. Devamlı ark telinde anterior segmentin yer değiştirmesinin aralarındaki bağlantıdan dolayı posterior segmenti de etkilediğini bildirmişlerdir.

Cornelis ve De Clerck maksiller kanin dişini mini plaktan aldıkları ankraj ile distalize etmiş, bu yöntemi geleneksel kanin distalizasyonu (sürtünmeli sistem) ile karşılaştırarak, biyomekanik farklılığa vurgu yapmışlardır. Geleneksel kanin distalizasyonunda, uygulanan kuvvetin dişin direnç merkezinin uzağından geçerek bir moment oluşturduğunu, kanin kuronunun distale, kökünün ise meziale devrildiğini bildirmişlerdir. Ayrıca braket ve tel arasındaki sürtünmeye bağlı olarak ark telinin büküleceğini de belirtmişlerdir. Retraksiyon kuvvetinin molar dişinde oluşturduğu moment nedeni ile bu dişte meziale doğru devrilme hareketi oluşturduğunu ve oluşan momentlerin bu şekilde birbirini nötralize ettiğini rapor etmişlerdir. Bu durum, molar dişinin kanin distalizasyonu sırasında posterior ankraj olarak kullanılırken niçin overjet miktarının azalmadığını açıklamaktadır. Kanin dişi, posterior iskeletsel ankraj üniteleri ile distalize edildiğinde ise kaninde oluşan sürtünme, molarlarda mezial yönde oluşan moment ile dengelenmemektedir. Üst ve alt kesiciler arasında kontak olmadığı durumlarda, net kuvvet ark telini de arkaya doğru çekerek kesici dişlerin distalize olmasına sebep olur ve overjet miktarı azalmaktadır. Kesiciler kaninlerin hareketlerini alt kesiciler ile temasa geçinceye kadar takip etmektedir [154].

Kaninlere uygulanan distalizasyon kuvvetinde 180°, 225°, ve 270°'lerdeki açılarda molarların distale doğru hareket ettiğini görmekteyiz. Gerçekleşen distalizasyon hareketinin önemsenmeyecek miktarda devrilme şeklinde gerçekleştiği tespit edilmiştir. Literatürde belirtildiği gibi kesiciler ve molarlarda görülen distalizasyon hareketinin, kuvvetin tüm ark teli üzerine etki etmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ancak çalışmamızda distalizasyon kuvvetine rağmen molarlar ekstrüzyona uğramamış, aksine hafif intrüzyon hareketi gerçekleşmiştir. Bu durumun kanin dişi üzerine etkileyen kuvvetin, intrüziv komponentinin, sürtünme ve kilitlenme dolayısıyla devamlı çelik tel üzerinde tüm arka aktarılmasından kaynaklanmış

olabileceğini düşünmekteyiz. Upadhyay ve ark. alt ve üst kesicileri mini vida destekli ankraj ile retrakte etmişler ve bu çalışmada da bulgularımızı destekler nitelikte, molarlarda distalizasyon ve intrüzyon elde ettiklerini bildirmişlerdir [163]. Molar dişlerde intrüzyonun elde edilmesinin vertikal boyut kontrolü sağlayarak açık kapanışa sahip hastalarda avantaj sağlayabileceğini bildirmişlerdir.

Bir başka klinik çalışmada, Park ve ark. tarafından minivida destekli ankraj ile sağlanan distalizasyon kuvvetinin etkilerini araştırmışlardır. Çalışmamızdaki benzer yöntem ile kuvvet farklı açılarla uygulanmış ve molar dişlerde distalizasyon ve intrüzyon hareketinin gerçekleştiği rapor edilmiştir. Aynı zamanda ikinci molarların daha fazla distale devrilmesinin sebebi, arkın terminal dişi olarak birinci moların distal hareketini engellemesidir [284]. Bizim çalışmamızda da birinci ve ikinci molarlar karşılaştırıldığında ikinci molarların distal hareketinin daha fazla olduğunu görmekteyiz. Park ve ark. gibi ikinci molar dişin birinci molar dişinin distalizasyon hareketini engellemesiyle bu farkın oluştuğu düşünülebilir.

0°, 90° ve 315°'lerde ise molarlarda mezial yönde devrilme görülmüştür. Bu durumun vertikal kuvvetin artması sonucunda, ark telinin yukarıya doğru bükülmesi nedeniyle gerçekleştiğini tahmin etmekteyiz. Zira, bu üç açı, incelediğimiz altı açı içerisinde vertikal komponenti en büyük olan açılardır. Molarların mezial hareketinin tedavi hedefleri doğrultusunda istenmemesi durumunda, ortodontik kuvvetlerin optimal zaman aralıkları ile verilmesi, rijit çelik tellerin kullanılması yada MVAA'nın optimal dereceye getirilerek kuvvet açısının değiştirilmesi ile engellenebileceği düşünülmektedir. Çalışmamızdaki molarların mezializasyon hareketi önemsenmeyecek miktarlarda olmakla beraber, geleneksel distalizasyon yöntemlerinde de boşluk kapatma sırasında 2-3mm'lik ankraj kaybıyla molarların mezializasyonu Upadhyay tarafından da bildirilmiştir [163].

Çalışmamızda kullanılan 6 farklı açının kanin distalizasyonu sırasında meydana getirdiği hareket miktarı vertikal düzlemde incelendiğinde; kanin dişinde en fazla intrüzyonun 0° açı ile en az intrüzyonun ise 180°'lik açıda meydana geldiğini görmekteyiz. Bu durumun 0° derecede konumlanan MVAA kolunun pozisyon olarak en fazla vertikal kuvvet vektörüne sahip olduğu için meydana geldiğini düşünmekteyiz.

Sung ve ark.'da mini vidalardan uygulanan distalizasyon kuvveti sonucunda bütün dişlerde bukkal tipping meydana geldiğini, bu durumun bukkal bölgeden uygulanan kuvvetin artmış vertikal komponentinden kaynaklandığını söylemişlerdir [281]. Çalışmamızda MVAA'nın konumlandığı bütün açılarda kanin dişinin bukkale tipping hareketi yaptığını tespit edilmiştir. Kanin dişinin, x eksenine yönü olan bukkale doğru yer değiştirmesi en fazla 0°'de açılardır. Azalan miktarlarda olacak şekilde sırasıyla 90°, 315°, 270°, 180° ve 225°'de bukkale tipping hareketleri görülmüştür. Kanin dişinde meydana gelen bukkale doğru tipping hareketi uygulanan distalizasyon kuvvetinin vertikal komponenti dişin direnç merkezinin önünden geçtiği için intrüzyon hareketi ile beraber bukkale devrilme hareketi izlenmektedir. Yapılan pek çok iskeletsel ankraj destekli çalışmada kaninlerin bukkale doğru tipping hareketi, hatta premolarların hafif ark genişlemesinden bahsedilmektedir [155,285].

Upadhyay ve ark. ikinci premolar ve birinci molar dişler arasına yerleştirilen mini vidalar ile anterior dişlerin en-masse retraksiyonunu geleneksel distalizasyon yöntemi ile karşılaştırmışlardır [274]. Yaptıkları çalışmada, interkanin mesafenin kesici ve kaninlerin aynı anda retraksiyonundan, tek kanin retraksiyonuna göre daha az etkilediği bildirilmiştir. Çalışmamızda kullanılan MVA sistemin yeterli kuvveti yönü kolaylıkla ayarlanabilen vektörle oluşturması nedeniyle interkanin arası mesafenin değişmesinin istenmediği vakalarda 180° ve 225°'lerdeki MVAA pozisyonunda distalizasyon yapabiliriz.

Çalışmamızda kanin dişinin distalizasyonu sırasında, bukkal devrilme hareketi yaptığını izlenmiştir ve bu durum literatürdeki bilgiyle paralellik arz etmektedir [286]. Mini plaktan, kanin dişine uygulanan distalizasyon kuvvetinin etki çizgisi oklüzal düzlemden baktığımızda, orta hattan uzaklaşacak şekilde etki etmektedir. Bu nedenle kanin dişinde ekspansiyon meydana gelmektedir. Kuroda ve ark. bukkal bölgede kökler arasına yerleştirdikleri mini vidalar ile yaptıkları distalizasyon sonucunda kaninlerin bukkale devrildiğini rapor etmişlerdir [285].

Tüm bu bilgilerin ışığı altında kaninlerin distalizasyonu gerçekleştirecek ideal açının tespiti hareketin biyomekanik ihtiyaçlarına göre değişkenlik göstermektedir. Bu yüzden MVA sisteminde tek bir açının optimal diş hareketini sağlamayacağını düşünmüyoruz. Hedeflenen diş hareket tipinin, MVAA'nın dişin direnç merkezi ile

ilişkinin doğru moment oluşturabilecek şekilde konumlandırılması ile elde edilebileceğini düşünülmektedir.

### 5.2.2 İntrüzyon hareketi ile elde edilen bulguların tartışılması

Burrow ve ark. zigomatik bölgeye yerleştirilen mini plaklarla sağlanan ankraj ile uygulanan intrüzyon kuvvetlerinin molarlar vasıtasıyla maksillaya iletildiğini, posterior maksillada bu sayede intrüzyon elde edildiğini bildirmiştir [287]. Posterior segmentlere uygulanan intrüze edici vertikal yönlü kuvvetler direnç merkezinin bukkalinden geçtiği için dişlerde bukkale doğru devrilme eğilimi tespit edilmiştir. Baek, intrüzyon hareketinde molar dişlerin bukkale devrilmesiyle palatal tüberküllerin ekstrüzyonunun meydana geldiğini ve bu durumun ön açık kapanışa sahip hastaların durumunu kötüleştirebileceğini bildirmiştir [283]. Bu yüzden molarların intrüze edildiği vakalarda bukkal devrilmeyi engelleyebilmek için TPA kullanılmaktadır. Bu sayede devrilmenin engellenmesi ve transversal boyutun korunması hedeflenmektedir.

MVA sisteminin molarlarda intrüzyon amacıyla kullanılması esnasında ark teline kuvvetin istenilen açıda uygulanabilmesi önemli bir avantaj oluşturmaktadır. Ayrıca kuvvetin tek noktadan değil pek çok noktadan uygulanabilmesini sağlar. Sistemin rotasyon yapabilen MVAA ünitesi ile intrüzyon kuvvetleri mini plağın yeri değiştirilmeksizin arttırılabilir. Kuvvet vektörlerinin farklı noktalardan uygulanabilmesi, intrüzyon sırasında görülen bukkale devrilme hareketinin kontrol edilmesini sağlayabilir.

Seo ve ark. ön açık kapanışın düzeltiminde, *I* ve *T* şekilli C-Tube mini plakların kullanımının etkili bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir [288]. Sherwood ve ark. molarların intrüzyonunda maksillada Y veya T şekilli miniplakların, sinüs boşluğunu çevreleyen ince kortikal kemik yapısını aşarak yoğun kortikal kemiğe ulaşılmasında kolaylık oluşturabileceğini bildirmişlerdir [153]. Yazarlar ayarlanabilir ve bükülebilir intra-oral başlığın kuvvet kontrolünü arttırdığını bildirmişlerdir. Ayrıca bu bükülebilir başlığın, vertikal yüksekliği artmış hastalarda iskeletsel sınırlamaların dezavantajlarını giderdiğini (örn: *pnömatik maksiller sinüs, bukkal ve palatinal kortikal kemik kalınlığı*), iyi bir tedavi biyomekaniğinin iyi bir şekilde kurulmasını sağladığını bildirmişlerdir [288].

Çalışmamızda molar dişlere uygulanan intrüzyon kuvveti, molarlarda intrüzyon ve bukkale devrilme meydana getirmiştir. Vertikal hareketleri gösteren z eksenini incelediğimizde, en fazla intrüzyonun sırasıyla birinci molar dişin disto-bukkal tüberkülü (0.000151 mm), ikinci molar dişin mezio-bukkal tüberkülü (0.000141 mm), birinci moların mezio-bukkal tüberkülü (0.000113 mm) ve ikinci moların disto-bukkal tüberkülüdür (0.000092 mm). Palatinal yüzeylerde ise 1. moların mezio-palatinal tüberkülü (-0.000043 mm) ve disto-palatinal tüberkülü (-0.000021 mm), ikinci molarların mezio-palatinal tüberkülleri (-0.000095 mm) ve disto-palatinal tüberküllerinin (-0.000121 mm) ekstrüzyon yaptığı görülmüştür. TPA olmasına rağmen palatinal yüzeylerdeki ekstrüzyon miktarı çok küçük değerlerdedir. Bukkal yüzeydeki intrüziv kuvvetten dolayı bukkale devrilme hareketi oluşmuştur. Görülen bukkale devrilme hareketi literatürdeki raporlarla paralellik arz etmektedir [130, 131]. Dişin bukkal yüzeyinden uygulanan intrüziv kuvvetin direnç merkezine olan uzaklığı, diş bukkale devrilmeye zorlayan momenti oluşturmaktadır. Kuvvetin vertikal komponenti arttığı zaman bu moment de artmaktadır [287]. Çalışmamızda resiprokol kuvvetleri karşılama için TPA uygulanmıştır. Ancak molarların palatinal bölgesinde ekstrüzyonun görülmesinin sebeplerinden bir tanesi dental segment boyunca kök yüzey alanlarındaki stres dağılımının değişkenliğinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Eşit olmayan stres dağılımı dişlerde farklı devrilme hareketi meydana getirmektedir [289]. Bu noktadan hareketle saf intrüziv hareketin elde edilebilmesi için kök yüzey alan oranları hesaplanarak uygulanacak kuvvet belirlenebilir [289]. Ancak diş morfolojisi, kök açısı, dişin etrafındaki alveoler kemiğin vestibüler ve palatinal eğimi; saf intrüzyon hareketini etkileyen diğer parametrelerdir [31]. Bu çalışmada kullanılan SEM analizinde, kemik ve periodontal membranın Young modülü arasındaki farkından dolayı periodontal membranda oluşan ilk diş hareketi simüle edilip stres ve yer değiştirme miktarları kaydedilmektedir. Tedavi süresi boyunca devam eden hareketler ve stres kuvvet sistemi içerisinde değişir. Klinik ortamında TPA yeterli rijitliğe sahipse, kemik remodeling olayının uzun dönem etkisi ile bu dişlerin palatinal tüberküllerinde intrüzyon hareketi tamamlanacak ve uprighting görülecektir. Ayrıca çalışmamızda 18-inç braket slotu ve 0.016x0.022-inç çelik teller modellenmiştir. Klinikte 0.022-inç sistem braketler ile daha kalın 0.019x0.025ss çelik tellerin kullanılması sağlanarak, TPA ile beraber molarların bukkal tipping etkisi azaltılabilir. Burrow ve ark. uygulanan intrüzyon kuvvetinin pek çok noktadan uygulanmasının bukkal tipping

etkisini azalttığını bildirmişlerdir [287]. Bu kapsamda MVAA ünitesinin her iki kolunu optimal açığa getirerek, ark boyunca pek çok noktadan dişlere optimal kuvvet uygulayarak bukkal tipping hareketinin etkisinin azaltılabileceği düşünülebilir.

İkinci molarlar incelendiğinde, birinci molar hareketine benzer şekilde intrüzyon ve bukkal yönde devrilme hareketi görülmektedir. İkinci moların toplam intrüzyon hareketinin birinci molarlara göre daha az olması; birinci moların hem mezial hem distalinden 100'er gr'lık kuvvetler uygulanırken, ikinci moların sadece mezialinden 100 gr'lık kuvvet uygulanmasıyla açıklanabilir. İkinci moların hareket miktarları z ekseninde incelendiğinde, intrüzyon hareketinin özellikle kuvvete yakın olan mezio-bukkal tüberkül ve bu tüberkülün kökünde yoğunlaştığı görülmüştür. Disto-bukkal tüberkülde ise daha az miktarda intrüzyon görülürken, bu tüberkülün kökünde hafif ekstrüzyon görülmektedir. Bu veriler, ikinci molar dişin kuronunun meziale doğru hafif miktarda devrildiğini göstermektedir. Kojima ve ark. gerçekleştirdikleri SEM çalışmasında, sürtünmeli sistemde sürtünmenin etkisinin ve ark telinin deformasyona dayanıklılığının kanin hareketi üzerine etkilerini incelemişlerdir [225]. Bu çalışmada ark teli ve braket slotu arasında boşluk olmamasına rağmen, ark telinin elastik deformasyonu nedeniyle kanin dişinin devrilme gösterdiği ve rotasyona uğradığı bildirilmiştir. Sonucun literatürdeki gibi birinci molar ve ikinci molar arasından uygulanan intrüzyon kuvvetinin ark telinde meydana getirdiği yukarıya doğru oluşan deformasyondan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamızda kuvvetin tek bir noktadan verilmesi bowing etkisi oluşturmuş ve molarlarda hafif mezial tipping meydana getirmiştir [289]. Meziale devrilme hareketini engellemek amacıyla palatinal bölgede ikinci molar dişin ankrajı birinci molar dişe eklenerek çift TPA uygulanabilir. İkinci düzen bükümleri çelik ark telinde gerçekleştirilebilir. Ayrıca MVAA ünitesinin getirdiği avantajı kullanarak, distalde bulunan ikinci kolun açısı 90°'den 270°'ye değiştirilebilir, bu sayede intrüziv kuvvetin ikinci moların distalinden de uygulanmasıyla devrilme hareketi minimize edilebilir. MVAA ünitesi üzerindeki buton ve delikler kullanılarak intrüzyon kuvvetinin ark teline pek çok noktadan uygulanması sağlanabilir. Böylece segment boyunca kuvvetin daha homojen yayılması sağlanarak devrilmesi engellenebilir.

Kanin, birinci ve ikinci premolarlar incelendiğinde hareket miktarlarının az olmasına rağmen benzer şekilde intrüzyon ve bukkale devrilme hareketleri görülmüştür. Bu sonuçlar, Arai'nin ortodontik tedavilerde intrüzyon mekaniği için kullanılan çeşitli

biyomekanik yöntemlerden olan geçici iskeletsel ankraj sistemlerinin kullanılmasının hem anterior, hem posterior dişler üzerinde etkili olduğunu bildirdiği çalışması ile uyumludur [290].

Kuroda ve ark. ise bukkal bölgeye uygulanmış kökler arası mini vidaların distalizasyon hareketi için kullanılmasının kaninlerin ve premolarların hafif ekspansiyonu ile sonuçlanarak bukkal devrilmeye neden olduğunu bildirmiştir [285].

Çalışmamızın y ekseninde veriler incelendiğinde; kanin kuronunun (-0.000016 mm), birinci premolar kuronunun (-0.000048 mm), 2. premoların kuronunun (-0.000053 mm) meziale hareket ettiği görülmüştür. Kanin (-1,5e06 mm) ve 1. Premoların (-3,9e-06 mm) kökleri ise sifıra yakın, önemsenecek miktarda meziale doğru yer değiştirdiği tespit edilmiştir. İkinci premolar kökü (2.9e-06 mm) ise distale doğru hareket etmiştir. Birinci ve ikinci molar bölgesinden uygulanan 100'er gr'lık toplam 200 gr kuvvetin, ark telini deformasyona uğratarak kilitlenme veya sürtünme artışı ile bu dişlerde meziale devrilme hareketine nedeni olduklarını düşünmekteyiz. Meziale en fazla devrilme ikinci premolarda görülmektedir

Von Mises stres değerleri diş arkında en fazla ikinci moların mezio-bukkal kökünde (0.16166045 MPa) oluşmuştur. İkinci moların mezio-bukkal tüberkülünde (0.032686 Mpa) disto-bukkal tüberkülünden (0.01068 Mpa) daha fazla stres dağılımları gözlemlenmiştir. Birinci moların mezio-bukkal kökünde (0.053987 MPa) en fazla daha sonra sırasıyla mezio-bukkal (0.048548 MPa) ve disto-bukkal (0.043464 MPa) tüberküllerinde ve bifurkasyon noktasında dikkat çekici stres alanları ölçülmüştür. Ayrıca ikinci premolarda kuron (0.011248 MPa) ve kök (0.009045 MPa) boyunca homojen dağılan stres alanları ölçülürken, birinci premoların bukkal (0.000072 MPa) ve palatinal (0.009045 MPa) kök yüzeylerinde az miktarda stres dağılımları vardır. Elde ettiğimiz bu verilere göre stres dağılımında artışın kuvvet uygulama bölgelerine komşu yerlerde görmekteyiz. Bu stresin tek alanda toplanmasını engelleyip homojen olarak dağılımın sağlanması aynı anda pek çok kuvvetin farklı yerlerden uygulanmasıyla elde edilebilir [289]. Çalışmamızda kuvvet iki noktadan uygulanmıştır. Bunun sonucunda stres dağılımı kuvvetin uygulandığı bölgelerde yoğunlaşmıştır. MVAA'nın açılı kolları değiştirilerek, kuvvetin pekçok noktadan uygulanması sağlanabilir ve stres dağılımı daha homojen hale getirilebilir.

En fazla intrüzyon birinci moların disto-bukkal tüberkülü ve bunu takiben ikinci moların mezio-bukkal tüberkülünde görmemize rağmen, en fazla stres ikinci molar ve birinci moların mezio-bukkal köklerinde görülmüştür. Elde edilen hareket ile doğru orantılı olmayan bu stress yoğunlaşmalarının pek çok çalışmada kök rezorbsiyonuna sebebiyet verebileceği belirtilmiştir [291, 292]. Stres bölgeleri, uygulanan kuvvetten ziyade bu kuvvet sonrası verilen biomekanik cevaba bağlıdır. Bu cevap, kuvvet uygulanan dişlerin kök şekline ve çevre dokuların biyolojik özellikleriyle yakinen ilişkilidir [293]. Çalışmamızda ikinci molar dişin mezialinden tek noktadan kuvvet uygulanmıştır. Telin deformasyon etkisi ile molarlar meziale doğru hafif devrilmiştir. Ancak ikinci molar birinci molardan daha fazla tipping hareketi yapmıştır. Bunun nedenin ikinci molar dişe tek noktadan kuvvet uygulanması ve arkın en son dişi olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Daha önce de bahsedildiği gibi geleneksel önlemlerin (TPA, ikinci düzen bükümler) haricinde MVAA'nın tercihen 315° veya 270°' lerdeki kollarından biri optimal pozisyona getirildikten sonra ikinci molarların hem distalinden hemde mezialinden kuvvet uygulanarak saf intrüzyon hareketi elde edilebilir. Böylece daha homojen kuvvetlerin ark boyunca etki etmesi sağlanabilir.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Ortodontik tedavi amacıyla kullanılan mini plakların sundukları mekanik avantajlardan faydalanabilmek ve sahip oldukları özellikleri geliştirebilmek için; birden fazla yönde kuvvet uygulamayı mümkün kılan Multi Vektörel Ankraj (MVA) ismi verilen yeni bir mini plak dizayn edilmiştir. Bu doktora tezi kapsamında MVA'nın en önemli avantajı olan farklı açılarda konumlandırılabilen parçası sayesinde uygulanan farklı kuvvet vektörlerinin, dişlerde oluşturduğu yer değişikliği ve stres dağılımı analiz edilmiştir.

Bu çalışma neticesinde kanin distalizasyonu ile ilgili aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Kanin dişinde en fazla distalizasyon hareketi MVAA'nın 180° ve 225°'lerdeki konumlarında tespit edilmiştir. Azalan miktarda bu açıları sırasıyla 270°, 315°, 0° ve 90° takip etmektedir. Horizontal kuvvetin arttığı durumlarda distalizasyon hareketinin de artması beklendiği için anterior ve kanin dişlerinde distalizasyon sırasında vertikal değişikliğin istenmediği durumlarda en uygun açının 180° ve 225°'lerdeki açılar olduğu düşünülebilir.
2. 0°, 90°, 270° ve 315° ile açılanmış kuvvet kolu ile kanin dişinin kuron ve kökünün paralele yakın hareket ettiği ancak kök hareketinin önemsenmeyecek miktarda kuron hareketinden daha fazla olduğu tespit edilmiştir. 180° ve 225°'de ise distalizasyon sırasında paralele yakın, ancak önemsenmeyecek miktarda kuronun kökten daha fazla yer değiştirdiği görülmüştür. Tedavi başlangıcındaki durum değerlendirilerek meziale yada distale devrilmiş kanin dişinin düzeltilmesinde uygun açı seçimiyle klinik avantaj elde edilebilir.
3. Kanin dişinde en fazla intrüzyonun 0°'de, en az intrüzyon ise 180°'deki açılarda meydana gelmiştir.
4. MVAA'nın 0°, 90°, 270° ve 315°'lerde kanin distalizasyonu sırasında anterior dişlerde intrüzyon, ikinci molarlarda ise palatinal kök ekstrüzyonu yapacak şekilde hafif bukkal tipping hareketi görülmüştür. Kaninin distal hareketi sırasında temasların

giderilmesi ve anterior segmentte intrüziv kuvvetin etki etmesi, derin kapanışı olan hastaların tedavilerinin seyri açısından avantaj oluşturabilir.

5. Uygulanan distalizasyon kuvvetlerinin vertikal komponentinin arttığı durumlarda oluşan moment ile molarlarda daha fazla bukkal tipping görülmüştür. Ön açık kapanış eğilimi olan hastalarda kuvvet uygulama noktası oklüzal düzleme yaklaştırılarak vertikal komponent azaltılabilir.

6. Kanin dişine uygulanan distalizasyon kuvvetlerinde 180°, 225° ve 270°'lerdeki açılarda molarlarda hafif distale devrilme ve intrüzyon görülmektedir. 0°, 90°, ve 315°'lerdeki açılarda ise meziale hafif devrilme ve intrüzyon görülmektedir. Molarlarda intrüzyon elde edilmesinin vertikal boyut kontrolü sağlayarak açık kapanışa sahip hastalarda avantaj sağlayabileceği düşünülmektedir.

7. Kanin dişini x eksenine yönü olan bukkale doğru yer değiştirmesi en fazla 0° ve azalan miktarlarda sırasıyla 90°, 315°, 270°, 180° ve 225°'lerde görülmüştür. Klinik uygulamalarda interkanin mesafesinin korunabilmesi için 180° ve 225°'lerde MVAA'nın pozisyonlandırılması önerilebilir. Bu açıların interkanin arası mesafenin korunmasında yeterli gelmediği durumlarda ise kalın köşeli çelik arklar kullanılması yada kanin bölgesinde ark telinin daraltılması tavsiye edilebilir.

Sonlu elemanlar analiziyle incelediğimiz 6 açının hiçbirinin tek başına saf translasyon hareketi sağlayamadığı tespit edilmiştir. Ancak tedavi hedefi ve istenilen diş hareket tipi ihtiyacına göre farklı açılarda oluşan yan etkiler değerlendirilmelidir.

Çalışmamız kapsamında incelenen diğer hareket türü olan molar intrüzyonu ile ilgili aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Molarlara uyguladığımız 100'er gramlık toplam 200 gr'lık intrüzyon kuvveti sonucunda molarlarda intrüzyon ve bukkale devrilme meydana gelmiştir. Resiprokal kuvveti karşılamak için TPA kullanılmasına rağmen görülen bu bukkale devrilme hareketini klinikte azaltabilmek için;

- İkinci molarların ankrajdan faydalanarak birinci ve ikinci molarlardan destek alınan çift TPA uygulanması,
- Molarlara TPA veya iskeletsel ankraj sistemlerinden faydalanarak resiprokal intrüzyon kuvvetlerinin palatinalden uygulanması,
- Molarlar için akrilik cap uygulanması,

- Kullanılan braket sistemine göre en kalın çelik arklarla çalışılması,
- MVA ünitesinin her iki kolunu optimal açığa getirerek ark boyunca pek çok noktadan kuvvetin homojen uygulanmasını önerilebilir.

2. Birinci molar dişi ikinci molar dışından daha fazla intrüzyona uğramıştır. İkinci molarda intrüzyon miktarının artırılması için bu dişin mezial ve distalinden intrüzyon kuvveti uygulanabilir ayrıca, intrüzyon kuvvetini arttırabilmek için MVAA'nın açısı vertikal kuvvet komponenti artacak şekilde konumlandırılabilir.

3. İkinci molarlarda intrüzyon sırasında meziale doğru hafif miktarda devrilme gözlemlenmiştir. MVAA ünitesinin 90°'de olan kolu 270°'ye alınarak kuvvet daha distalden uygulanabilir, ayrıca çift TPA kullanımı düşünülebilir veya ark teline 2. düzen bükümleri gerçekleştirilebilir.

4. Von Mises değerleri incelendiğinde en fazla dikkat çekici stres bölgelerinin 2. molar dişinin mezio-bukkal kökünde olduğu ve bunu 1. moların mezio-bukkal kökünün takip ettiği tespit edilmiştir. Stresin homojen olarak dağılımının sağlanması için MVAA ünitesi üzerinde aynı anda pek çok kuvvet uygulanması düşünülebilir.

Bukkal yüzeylerinden kuvvet uygulayan MVA'nın, intrüziv kuvvet sonucu molarlarda görülen bukkal devrilme hareketini engelleyemediği görülmüştür. Saf bir intrüzyon hareketi elde edilebilmesi için MVA'dan uygulanan kuvvetinin resiprokal kuvvetler tarafından dengelenmesi gerekmektedir. Ancak kuvvet noktasının artırılması ve kuvvetin dişler üzerine homojen yayılmasını sağlayacak gerekli mekanik tasarıma sahiptir. Bu mekanik özellikleri kullanılarak daha dengeli bir intrüzyon hareketinin gerçekleşeceğini ve intrüzyon hareketi sebebiyle kök rezorbsiyonu oluşabilme riskini azaltabileceğini düşünmekteyiz.

MVA mini plak sisteminin gerek cerrahi gerek ise ortodontik açıdan birçok avantaj sağlayacağı düşünülebilir. Özellikle ağız içi kısma açılan bölgede kullanılan iyileşme başlıkları vasıtasıyla yumuşak doku şekillendirilmesi ve çevre doku irritasyonlarının engellenmesi, 360° dönebilen ve üzerinde kuvvet aktarıcılarının asılmasını sağlayan delik ve buton bulunan kol ünitesi ile kuvvet vektörlerinin arttırılabilmesi ve yönlerinin değiştirilebilmesi, kilitli fiksasyon özelliği ile plak stabilizasyonunun arttırılması MVA mini plak sisteminin en önemli avantajları arasındadır. Bu *aygıt in vitro* ve *in vivo* araştırmalarla geliştirilebilir ve ergonomisini artırma adına modifiye edilebilir.

## KAYNAKLAR

- [1] **McGuire, M. K., Scheyer, E. T., and Gallerano, R. L.** (2006). Temporary anchorage devices for tooth movement: a review and case reports. *Journal of periodontology*, 77(10), 1613-1624.
- [2] **du Congres, C. D. O.** (2005). *International d'Orthodontie. Deux siecles d'orthodontie autour de l'Atlantique.* COCIO, Paris.
- [3] **Weinberger, B. W.** (1926). *Orthodontics: an historical review of its origin and evolution, including an extensive bibliography of orthodontic literature up to the time of specialization* (Vol. 1). CV Mosby Company.
- [4] **Desirabode, A. M., and Désirabode, A.** (1847). *Complete Elements of the Science and Art of the Dentist.* American Society of Dental Surgeons.
- [5] **Daskalogiannakis, J.** (2000). *Glossary of Orthodontic Terms.* Berlin: Quintessence Publishing Co. Inc.
- [6] **Nanda, R.** (1997). *Biomechanics in clinical orthodontics.* Philadelphia: WB Saunders company.
- [7] **Huang, Y. W., Chang, C. H., Wong, T. Y., and Liu, J. K.** (2012). Bone stress when miniplates are used for orthodontic anchorage: finite element analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 142(4), 466-472.
- [8] **Feldmann, I., and Bondemark, L.** (2008). Anchorage capacity of osseointegrated and conventional anchorage systems: a randomized controlled trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(3), 339-e19.
- [9] **Geron, S., Shpack, N., Kandos, S., Davidovitch, M., and Vardimon, A. D.** (2003). Anchorage loss—a multifactorial response. *The Angle Orthodontist*, 73(6), 730-737.
- [10] **Tsui, W. K., Chua, H. D. P., and Cheung, L. K.** (2012). Bone anchor systems for orthodontic application: a systematic review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 41(11), 1427-1438.
- [11] **Jenner, J. D., & Fitzpatrick, B. N.** (1985). Skeletal anchorage utilising bone plates. *Australian Orthodontic Journal*, 9(2), 231.
- [12] **Umemori, M., Sugawara, J., Mitani, H., Nagasaka, H., & Kawamura, H.** (1999). Skeletal anchorage system for open-bite correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115(2), 166-174.
- [13] **Sugawara, J.** (1999). Dr. Junji Sugawara on the skeletal anchorage system. Interview by Dr. Larry W. White. *J Clin Orthod*, 33, 689-696.

- [14] De Clerck, H. U. G. O., Geerinckx, V., and Siciliano, S. (2002). The zygoma anchorage system. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 36(8), 455.
- [15] Schätzle, M., Männchen, R., Zwahlen, M., and Lang, N. P. (2009). Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clinical oral implants research*, 20(12), 1351-1359.
- [16] Kircelli, B. H., Pektaş, Z., and Uçkan, S. (2006). Orthopedic protraction with skeletal anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and hypodontia. *The Angle Orthodontist*, 76(1), 156-163.
- [17] Kyung, S., Hong, S., and Park, Y. (2003). Distalization of maxillary molars with a midpalatal miniscrew. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 37(1), 22-26.
- [18] Hong, R. K., Heo, J. M., and Ha, Y. K. (2005). Lever-arm and mini-implant system for anterior torque control during retraction in lingual orthodontic treatment. *The Angle Orthodontist*, 75(1), 129-141.
- [19] Liou, E. J., Pai, B. C., and Lin, J. C. (2004). Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces?. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(1), 42-47.
- [20] Kim, G. T., Kim, S. H., Choi, Y. S., Park, Y. J., Chung, K. R., Suk, K. E., and Huang, J. C. (2009). Cone-beam computed tomography evaluation of orthodontic miniplate anchoring screws in the posterior maxilla. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(5), 628-e1.
- [21] Cornelis, M. A., Scheffler, N. R., Mahy, P., Siciliano, S., De Clerck, H. J., and Tulloch, J. C. (2008). Modified miniplates for temporary skeletal anchorage in orthodontics: placement and removal surgeries. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66(7), 1439-1445.
- [22] Chung, K. R., Kim, S. H., Kang, Y. G., and Nelson, G. (2011). Orthodontic miniplate with tube as an efficient tool for borderline cases. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(4), 551-562.
- [23] Cheng, S. J., Tseng, I. Y., Lee, J. J., and Kok, S. H. (2004). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(1).
- [24] Cornelis, M. A., Scheffler, N. R., Nyssen-Behets, C., De Clerck, H. J., and Tulloch, J. C. (2008). Patients' and orthodontists' perceptions of miniplates used for temporary skeletal anchorage: a prospective study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 133(1), 18-24.
- [25] Kim, K. Y., Bayome, M., Park, J. H., Kim, K. B., Mo, S. S., and Kook, Y. A. (2015). Displacement and stress distribution of the maxillofacial complex during maxillary protraction with buccal versus palatal plates: finite element analysis. *European journal of orthodontics*, 37(3), 275-283.

- [26] Nalbantgil, D., Tozlu, M., Ozdemir, F., Oztoprak, M. O., and Arun, T. (2012). FEM analysis of a new miniplate: stress distribution on the plate, screws and the bone. *European journal of dentistry*, 6(01), 009-015.
- [27] Lee, S. J., Lin, L., Kim, S. H., Chung, K. R., and Donatelli, R. E. (2013). Survival analysis of a miniplate and tube device designed to provide skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144(3), 349-356.
- [28] Ren, Y., Maltha, J. C., and Kuijpers-Jagtman, A. M. (2003). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *The Angle Orthodontist*, 73(1), 86-92.
- [29] Field, C., Ichim, I., Swain, M. V., Chan, E., Darendeliler, M. A., Li, W., and Li, Q. (2009). Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(2), 174-181.
- [30] Frost, H. M. (1994). Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 64(3), 175-188.
- [31] Proffit, W., and H. Fields, (2000). *Contemporary Orthodontics*. St Louis: Mosby Inc.
- [32] Thilander, B. (2000). Tissue reactions in orthodontics. In *Orthodontics. Current principles and techniques* (p. 117-192). St Louis: Mosby Inc.
- [33] Cattaneo, P. M., Dalstra, M., and Melsen, B. (2008). Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: a finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. *American Journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 133(5), 681-689.
- [34] Killiany, D. M. (2002). Root resorption caused by orthodontic treatment: review of literature from 1998 to 2001 for evidence. *Progress in Orthodontics*, 3(1), 2-5.
- [35] Singh, G. (2008). *Textbook of orthodontics*. New Delhi: Jaypee Brothers Publishers.
- [36] Pilla, A. A. (2002). Low-intensity electromagnetic and mechanical modulation of bone growth and repair: are they equivalent?. *Journal of Orthopaedic Science*, 7(3), 420-428.
- [37] Baumrind, S. (1969). A reconsideration of the propriety of the —pressure-tensionl hypothesis. *American Journal of Orthodontics*, 55(1), 12-22.
- [38] Bien, S. M. (1966). Hydrodynamic damping of tooth movement. *Journal of dental research*, 45(3), 907-914.
- [39] Mühlemann, H. R. (1967). Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings. *The Journal of Periodontology*, 38(6P2), 686-708.
- [40] Tosun, Y. (1999). *Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri*. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi.

- [41] **Tanne, K., Koenig, H. A., and Burstone, C. J.** (1988). Moment to force ratios and the center of rotation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94(5), 426-431.
- [42] **Schwarz, A. M.** (1932). Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*, 18(4), 331-352.
- [43] **Oppenheim, A.** (1911). Tissue changes, Particularly in the bone incident to tooth movement. *Am J Orthod*, 3, 113-132.
- [44] **Khouw, F. E., and Goldhaber, P.** (1970). Changes in vasculature of the periodontium associated with tooth movement in the rhesus monkey and dog. *Archives of oral biology*, 15(12), 1125-IN11.
- [45] **Meyer, B. N., Chen, J., and Katona, T. R.** (2010). Does the center of resistance depend on the direction of tooth movement?. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 137(3), 354-361.
- [46] **Yoshida, N., Jost-Brinkmann, P. G., Koga, Y., Mimaki, N., and Kobayashi, K.** (2001). Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(2), 190-197.
- [47] **Matsui, S., Caputo, A. A., Chaconas, S. J., and Kiyomura, H.** (2000). Center of resistance of anterior arch segment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(2), 171-178.
- [48] **Schneider, J., Geiger, M., and Sander, F. G.** (2002). Numerical experiments on long-time orthodontic tooth movement. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 121(3), 257-265.
- [49] **Worms, F. W., Isaacson, R. J., and Speidel, T. M.** (1973). A concept and classification of centers of rotation and extraoral force systems. *The Angle Orthodontist*, 43(4), 384-401.
- [50] **Smith, R. J., and Burstone, C. J.** (1984). Mechanics of tooth movement. *American journal of orthodontics*, 85(4), 294-307.
- [51] **Kusy, R. P., and Tulloch, J. C.** (1986). Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 90(2), 127-131.
- [52] **da Costa Monini, A., Júnior, L. G. G., Martins, R. P., and Vianna, A. P.** (2014). Canine retraction and anchorage loss: self-ligating versus conventional brackets in a randomized split-mouth study. *The Angle Orthodontist*, 84(5), 846-852.
- [53] **Perez, C. A., de Alba, J. A., Caputo, A. A., and Chaconas, S. J.** (1980). Canine retraction with J hook headgear. *American journal of orthodontics*, 78(5), 538-547.
- [54] **Kulshrestha, R. S., Tandon, R., and Chandra, P.** (2015). Canine retraction: A systematic review of different methods used. *Journal of orthodontic science*, 4(1), 1.
- [55] **Tosun, Y.** (2003). *Serbest Diş Hekimliğinde Ortodonti*. İzmir: Titizler.

- [56] Nishio, C., da Motta, A. F. J., Elias, C. N., and Mucha, J. N. (2004). In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 125(1), 56-64.
- [57] Stoner, M. M. (1960). Force control in clinical practice: I. An analysis of forces currently used in orthodontic practice and a description of new methods of contouring loops to obtain effective control in all three planes of space. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 46(3), 163-186.
- [58] Hayashi, K., Uechi, J., Murata, M., and Mizoguchi, I. (2004). Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional analysis based on a midpalatal orthodontic implant. *The European Journal of Orthodontics*, 26(6), 585-589.
- [59] Darendeliler, M. A., Darendeliler, H., and Üner, O. (1997). The drum spring (DS) retractor: a constant and continuous force for canine retraction. *European Journal of Orthodontics*, 19(2), 115-130.
- [60] Gjessing, P. (1994). A universal retraction spring. *Journal of clinical orthodontics*, 28(4), 222-242.
- [61] Charles, C. R., and Jones, M. L. (1982). Canine retraction with the edgewise appliance—some problems and solutions. *British journal of orthodontics*, 9(4), 194-202.
- [62] Spencer, W., and Haskell, B. (1990). *U.S. Patent No. 4,975,052*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [63] Ozer, T. (2004). *Ortodontik Vakalarda Farklı Yöntemlerle Kanin Distalizasyonunun Etkilerinin İncelenmesi* (Doktora tezi). Dokuz Eylül Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, İzmir.
- [64] Ricketts, R. M. (1979). *Bioprogressive therapy*. Rocky Mountain: Orthodontics.
- [65] Ziegler, P., and Ingervall, B. (1989). A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(2), 99-106.
- [66] Huffman, D. J., and Way, D. C. (1983). A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes. *American journal of orthodontics*, 83(6), 453-459.
- [67] Rossouw, P. E., Kamelchuk, L. S., and Kusy, R. P. (2003, December). A fundamental review of variables associated with low velocity frictional dynamics. In *Seminars in Orthodontics* (Vol. 9, No. 4, pp. 223-235). WB Saunders.
- [68] Drescher, D., Bourauel, C., and Schumacher, H. A. (1989). Frictional forces between bracket and arch wire. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 96(5), 397-404.
- [69] Omana, H. M. (1992). Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J. Clin. Orthod.*, 26, 425-432.

- [70] **Burstone, C. J., and Koenig, H. A.** (1976). Optimizing anterior and canine retraction. *American journal of orthodontics*, 70(1), 1-19.
- [71] **Staggers, J. A., and Germane, N.** (1991). Clinical considerations in the use of retraction mechanics. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 25(6), 364-369.
- [72] **Yamaguchi, K., Nanda, R. S., Morimoto, N., and Oda, Y.** (1996). A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 109(1), 50-56.
- [73] **Tselepis, M., Brockhurst, P., and West, V. C.** (1994). The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(2), 131-138.
- [74] **Kusy, R. P., and Whitley, J. Q.** (1990). Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. I. The dry state. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(4), 300-312.
- [75] **Shpack, N., Davidovitch, M., Sarne, O., Panayi, N., and Vardimon, A. D.** (2008). Duration and anchorage management of canine retraction with bodily versus tipping mechanics. *The Angle Orthodontist*, 78(1), 95-100.
- [76] **Frank, C. A., and Nikolai, R. J.** (1980). A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *American Journal of Orthodontics*, 78(6), 593-609.
- [77] **Andreasen, G. F., and Quevedo, F. R.** (1970). Evaluation of friction forces in the 0.022 × 0.028 edgewise bracket in vitro. *Journal of Biomechanics*, 3(2), 151-160.
- [78] **Meling, T. R., Ødegaard, J., Holthe, K., and Segner, D.** (1997). The effect of friction on the bending stiffness of orthodontic beams: a theoretical and in vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 112(1), 41-49.
- [79] **Garner, L. D., Allai, W. W., and Moore, B. K.** (1986). A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 90(3), 199-203.
- [80] **Nicolls, J.** (1968). Frictional forces in fixed orthodontic appliances. *Dent. Practitioner*, 18, 362-366.
- [81] **Kapila, S., Angolkar, P. V., Duncanson, M. G., and Nanda, R. S.** (1990). Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(2), 117-126.
- [82] **Saunders, C. R., and Kusy, R. P.** (1994). Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(1), 76-87.

- [83] Seres, L., and Kocsis, A. (2009). Closure of severe skeletal anterior open bite with zygomatic anchorage. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(2), 478-482.
- [84] Erverdi, N., Usumez, S., and Solak, A. (2006). New generation open-bite treatment with zygomatic anchorage. *The Angle Orthodontist*, 76(3), 519-526.
- [85] Kim, T. W., Kim, H., and Lee, S. J. (2006). Correction of deep overbite and gummy smile by using a mini-implant with a segmented wire in a growing Class II Division 2 patient. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 130(5), 676-685.
- [86] Burstone, C. R. (1977). Deep overbite correction by intrusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 72(1), 1-22.
- [87] Gianelly, A. A., and Goldman, H. M. (1971). *Biologic basis of orthodontics*. Lea & Febiger.
- [88] Heravi, F., Bayani, S., Madani, A. S., Radvar, M., and Anbiaee, N. (2011). Intrusion of supra-erupted molars using miniscrews: clinical success and root resorption. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(4), S170-S175.
- [89] Kalra, V., Orth, D., Burstone, C. J., and Nanda, R. (1989). Effects of a fixed magnetic appliance on the dentofacial complex. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(6), 467-478.
- [90] Melsen, B., and Fiorelli, G. (1996). Upper molar intrusion. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 30(2), 91-96.
- [91] Park, Y. C., Lee, S. Y., Kim, D. H., and Jee, S. H. (2003). Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 123(6), 690-694.
- [92] Daimaruya, T., Nagasaka, H., Umemori, M., Sugawara, J., and Mitani, H. (2001). The influences of molar intrusion on the inferior alveolar neurovascular bundle and root using the skeletal anchorage system in dogs. *The Angle Orthodontist*, 71(1), 60-70.
- [93] Park, H. S., Kwon, O. W., and Sung, J. H. (2006). Nonextraction treatment of an open bite with microscrew implant anchorage. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 130(3), 391-402.
- [94] Kravitz, N. D., Kusnoto, B., Tsay, T. P., and Hohlt, W. F. (2007). The use of temporary anchorage devices for molar intrusion. *The Journal of the American Dental Association*, 138(1), 56-64.
- [95] Park, H. S., Jang, B. K., and Kyung, H. M. (2005). Maxillary molar intrusion with micro-implant anchorage (MIA). *Australian Orthodontic Journal*, 21(2), 129.
- [96] Thébault, B., Bédhet, N., Béhaghel, M., and Elamrani, K. (2011). The benefits of using anchorage miniplates. Are they compatible with everyday orthodontic practice?. *International orthodontics*, 9(4), 353-387.
- [97] Ottofy, L. (1923). *Standard Dental Dictionary*. Chicago: Laird and Lee Inc.

- [98] **Burstone, C. J., Van Steenberg, E., and Hanley, K. J.** (1995). *Modern Edgewise Mechanics & the segmented arch technique*. Department of Orthodontics, University of Connecticut, School of Dental Medicine.
- [99] **Haque, S., Sandler, J., Cobourne, M. T., Bassett, P., and DiBiase, A. T.** (2017). A retrospective study comparing the loss of anchorage following the extraction of maxillary first or second premolars during orthodontic treatment with fixed appliances in adolescent patients. *Journal of orthodontics*, 44(4), 268-276.
- [100] **Ülgen, M.** (1993). *Ortodontik tedavi prensipleri*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.
- [101] **Pancherz, H.** (1985). The Herbst appliance—its biologic effects and clinical use. *American journal of orthodontics*, 87(1), 1-20.
- [102] **Mulligan, T. F.** (1980). Common sense mechanics. *J Clin Orthod*, 14(3), 180-189.
- [103] **Nanda, R. S., and Kierl, M. J.** (1992). Prediction of cooperation in orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 102(1), 15-21.
- [104] **Samuels, R. H. A., Orth, D., and Orth, M.** (1996). A review of orthodontic face-bow injuries and safety equipment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 110(3), 269-272.
- [105] **Graber, L. W., Vanarsdall, R. L., Vig, K. W., & Huang, G. J.** (2016). *Orthodontics-E-Book: current principles and techniques*. Elsevier Health Sciences.
- [106] **Egolf, R. J., BeGole, E. A., and Upshaw, H. S.** (1990). Factors associated with orthodontic patient compliance with intraoral elastic and headgear wear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 97(4), 336-348.
- [107] **Roberts-Harry, D., and Sandy, J.** (2004). Orthodontics. Part 9: anchorage control and distal movement. *British dental journal*, 196(5), 255-263.
- [108] **Sather, A. H., Mayfield, S. B., and Nelson, D. H.** (1971). Effects of muscular anchorage appliances on deficient mandibular arch length. *American journal of orthodontics*, 60(1), 68-78.
- [109] **Baik, U. B., Kim, M. R., Yoon, K. H., Kook, Y. A., and Park, J. H.** (2017). Orthodontic uprighting of a horizontally impacted third molar and protraction of mandibular second and third molars into the missing first molar space for a patient with posterior crossbites. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 151(3), 572-582.
- [110] **Ludwig, B., Baumgaertel, S., Böhm, B., Bowman, S. J., Glasl, B., Johnston, L. E., and Wilmes, B.** (2007). *Mini-implants in Orthodontics*. London: Quintessence International.
- [111] **Ödman, J., Lekholm, U., Jemt, T., Brånemark, P. I., and Thilander, B.** (1988). Osseointegrated titanium implants—a new approach in orthodontic treatment. *The European Journal of Orthodontics*, 10(1), 98-105.

- [112] **Gainsforth, B. L., and Higley, L. B.** (1945). A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 31(8), 406-417.
- [113] **Creekmore, T. D.** (1983). The possibility of skeletal anchorage. *J clin Orthod*, 17, 266-269.
- [114] **Trandem, K. C., Korach, C. S., and Schindel, R. H.** (2011). Comparison of deformation of 3 orthodontic miniplate lever arms. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 140(4), 531-536.
- [115] **Shapiro, P. A., and Kokich, V. G.** (1984). Treatment alternatives for children with severe maxillary hypoplasia. *European journal of orthodontics*, 6(2), 141-147.
- [116] **Roberts, W. E., Marshall, K. J., and Mozsary, P. G.** (1990). Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *The Angle Orthodontist*, 60(2), 135-152.
- [117] **Van Roekel, N. B.** (1989). The use of Brånemark system implants for orthodontic anchorage: report of a case. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4(4).
- [118] **Smalley, W. M., Shapiro, P. A., Hohl, T. H., Kokich, V. G., and Brånemark, P. I.** (1988). Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94(4), 285-295.
- [119] **Singer, S. L., Henry, P. J., and Rosenberg, I.** (2000). Osseointegrated implants as an adjunct to facemask therapy: a case report. *The Angle Orthodontist*, 70(3), 253-262.
- [120] **Hong, H., Ngan, P., Li, H. G., Qi, L. G., and Wei, S. H.** (2005). Use of onplants as stable anchorage for facemask treatment: a case report. *The Angle Orthodontist*, 75(3), 453-460.
- [121] **Park, H. S.** (1999). The skeletal cortical anchorage using titanium microscrew implants. *Korea J ORT-OD*, 29(6), 699, 706.
- [122] **Melsen, B.** (2005). Mini-implants: where are we?. *Journal of clinical orthodontics*, 39(9), 539.
- [123] **Kanomi, R.** (1997). Mini-implant for orthodontic anchorage. *J. clin. Orthod.*, 31, 763-767.
- [124] **Cope, J. B.** (2005). Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. In *Seminars in Orthodontics*. Elsevier.
- [125] **Papadopoulos, M. A., and Tarawneh, F.** (2007). The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 103(5), e6-e15.
- [126] **Gray, J. B., Steen, M. E., King, G. J., and Clark, A. E.** (1983). Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *American journal of orthodontics*, 83(4), 311-317.

- [127] **Costa, A., Raffainl, M., and Melsen, B.** (1998). Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*, 13(3), 201-209.
- [128] **Sugawara, J., Kawamura, H., Nagasaka, H., Hin, H., Umemori, M., and Oomori, Y.** (1992). Postoperative stability following sagittal split ramus osteotomy with rigid fixation using titanium miniplate. *J Jpn Orthod Soc*, 51, 358-66.
- [129] **Daimaruya, T., Takahashi, I., Nagasaka, H., Umemori, M., Sugawara, J., and Mitani, H.** (2003). Effects of maxillary molar intrusion on the nasal floor and tooth root using the skeletal anchorage system in dogs. *The Angle Orthodontist*, 73(2), 158-166.
- [130] **Sherwood, K. H., Burch, J. G., and Thompson, W. J.** (2002). Closing anterior open bites by intruding molars with titanium miniplate anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(6), 593-600.
- [131] **Erverdi, N., Keles, A., and Nanda, R.** (2004). The use of skeletal anchorage in open bite treatment: a cephalometric evaluation. *The Angle Orthodontist*, 74(3), 381-390.
- [132] **De Clerck, H. J., Cornelis, M. A., Cevidanes, L. H., Heymann, G. C., and Tulloch, C. J.** (2009). Orthopedic traction of the maxilla with miniplates: a new perspective for treatment of midface deficiency. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(10), 2123-2129.
- [133] **Heymann, G. C., Cevidanes, L., Cornelis, M., De Clerck, H. J., and Tulloch, J. C.** (2010). Three-dimensional analysis of maxillary protraction with intermaxillary elastics to miniplates. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(2), 274-284.
- [134] **Akay, M. C., Aras, A., Günbay, T., Akyalçın, S., and Koyuncu, B. Ö.** (2009). Enhanced effect of combined treatment with corticotomy and skeletal anchorage in open bite correction. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 67(3), 563-569.
- [135] **Kaya, B., Arman, A., Uçkan, S., and Yazıcı, A. C.** (2009). Comparison of the zygoma anchorage system with cervical headgear in buccal segment distalization. *The European Journal of Orthodontics*, 31(4), 417-424.
- [136] **Michelet, F. X., Deymes, J., and Dessus, B.** (1973). Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. *Journal of maxillofacial surgery*, 1, 79-84.
- [137] **Champy, M., Lodde, J. P., Schmitt, R., Jaeger, J. H., and Muster, D.** (1978). Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *Journal of maxillofacial surgery*, 6, 14-21.

- [138] Champy, M., Wilk, A., and Schnebelen, J. M. (1975). Treatment of mandibular fractures by means of osteosynthesis without intermaxillary immobilization according to FX Michelet's technic. *Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde mit Zentralblatt*, 63(4), 339-341.
- [139] Haug, R. H., Street, C. C., and Goltz, M. (2002). Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 60(11), 1319-1326.
- [140] Akan, S., ve Kocadereli, İ. (2003). Ortodontide Miniplak Kullanımı. *Türkiye Klinikleri-Ortodonti özel sayısı*, 4(1):109-14.
- [141] Chen, Y. J., Chang, H. H., Lin, H. Y., Lai, E. H. H., Hung, H. C., and Yao, C. C. J. (2008). Stability of miniplates and miniscrews used for orthodontic anchorage: experience with 492 temporary anchorage devices. *Clinical oral implants research*, 19(11), 1188-1196.
- [142] Ludwig, B., Glasl, B., Kinzinger, G. S., Lietz, T., and Lisson, J. A. (2011). Anatomical guidelines for miniscrew insertion: Vestibular interradicular sites. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 45(3), 165-173.
- [143] Seo, K. W., Ahn, H. W., Kim, S. H., Chung, K. R., and Nelson, G. (2014). Miniplate with a bendable C-Tube head allows the clinician to alter biomechanical advantage without physically moving the skeletal anchorage device. *Journal of Craniofacial Surgery*, 25(2), 686-689.
- [144] Chung, K. R., Choo, H., Kim, S. H., and Ngan, P. (2010). Timely relocation of mini-implants for uninterrupted full-arch distalization. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 138(6), 839-849.
- [145] Iino, S., Sakoda, S., and Miyawaki, S. (2006). An adult bimaxillary protrusion treated with corticotomy-facilitated orthodontics and titanium miniplates. *The Angle orthodontist*, 76(6), 1074-1082.
- [146] Lee, T. C. K., Leung, M. T. C., Wong, R. W. K., and Rabie, A. B. M. (2008). Versatility of skeletal anchorage in orthodontics. *World journal of orthodontics*, 9(3).
- [147] Cornelis, M. A., and De Clerck, H. J. (2007). Maxillary molar distalization with miniplates assessed on digital models: a prospective clinical trial. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 132(3), 373-377.
- [148] Choi, B. H., Zhu, S. J., and Kim, Y. H. (2005). A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 128(3), 382-384.
- [149] Chen, Y. J., Chang, H. H., Huang, C. Y., Hung, H. C., Lai, E. H. H., and Yao, C. C. J. (2007). A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clinical oral implants research*, 18(6), 768-775.

- [150] Heymann, G. C., and Tulloch, J. C. (2006). Implantable devices as orthodontic anchorage: a review of current treatment modalities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 18(2), 68-79.
- [151] Miyawaki, S., Koyama, I., Inoue, M., Mishima, K., Sugahara, T., and Takano-Yamamoto, T. (2003). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(4), 373-378.
- [152] Sugawara, J., Daimaruya, T., Umemori, M., Nagasaka, H., Takahashi, I., Kawamura, H., and Mitani, H. (2004). Distal movement of mandibular molars in adult patients with the skeletal anchorage system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 125(2), 130-138.
- [153] Sherwood, K. H., Burch, J., and Thompson, W. (2003). Intrusion of supererupted molars with titanium miniplate anchorage. *The Angle Orthodontist*, 73(5), 597-601.
- [154] Cornelis, M. A., and De Clerck, H. J. (2006). Biomechanics of skeletal anchorage. Part 1. Class II extraction treatment. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 40(4), 261.
- [155] Baek, E. S., Hwang, S., Kim, K. H., and Chung, C. J. (2017). Total intrusion and distalization of the maxillary arch to improve smile esthetics. *The korean journal of orthodontics*, 47(1), 59-73.
- [156] Wilmes, B., Drescher, D., and Nienkemper, M. (2009). A miniplate system for improved stability of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*, 43(8), 494-501.
- [157] Lee, H. E., Lee, K. T., Tseng, Y. C., Huang, I. Y., and Chen, C. M. (2008). Interdisciplinary management of unfavorable posterior intermaxillary space. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(5), 413-415.
- [158] Tseng, Y. C., Chen, C. M., and Chang, H. P. (2008). Use of a miniplate for skeletal anchorage in the treatment of a severely impacted mandibular second molar. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(5), 406-407.
- [159] De Clerck, H. J., Cornelis, M. A., Cevidanes, L. H., Heymann, G. C., and Tulloch, C. J. (2009). Orthopedic traction of the maxilla with miniplates: a new perspective for treatment of midface deficiency. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(10), 2123-2129.
- [160] Tuncer, C., Ataç, M. S., Tuncer, B. B., and Kaan, E. (2008). Osteotomy assisted maxillary posterior impaction with miniplate anchorage. *The Angle Orthodontist*, 78(4), 737-744.
- [161] Farret, M. M., and Farret, M. M. (2015). Absence of multiple premolars and ankylosis of deciduous molar with cant of the occlusal plane treated using skeletal anchorage. *The Angle Orthodontist*, 85(1), 134-141.

- [162] De Clerck, E. E., and Swennen, G. R. (2011). Success rate of miniplate anchorage for bone anchored maxillary protraction. *The Angle Orthodontist*, 81(6), 1010-1013.
- [163] Upadhyay, M., Yadav, S., and Nanda, R. (2010). Vertical-dimension control during en-masse retraction with mini-implant anchorage. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 138(1), 96-108.
- [164] Sherwood, K. (2007). Correction of skeletal open bite with implant anchored molar/bicuspid intrusion. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America*, 19(3), 339-350.
- [165] Rai, A., Jain, A., and Rasal, S. (2017). Use of two miniplates to achieve intraoperative maxillomandibular fixation. *Journal of stomatology, oral and maxillofacial surgery*, 118(5), 289-290.
- [166] Veziroglu, F., Uckan, S., Ozden, U. A., and Arman, A. (2008). Stability of zygomatic plate-screw orthodontic anchorage system: a finite element analysis. *The Angle orthodontist*, 78(5), 902-907.
- [167] Haug, R. H. (1993). The effects of screw number and length on two methods of tension band plating. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 51(2), 159-162.
- [168] Motoyoshi, M., Yoshida, T., Ono, A., and Shimizu, N. (2007). Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(5).
- [169] Resnik, R.R., Kircos, L. T., and Misch, C. E. (2008). *Diagnostic imaging and techniques*. In Contemporary Implant Dentistry (3rd ed.). St. Louis, MO: Mosby.
- [170] Wang, Z., Zhao, Z., Xue, J., Song, J., Deng, F., and Yang, P. (2010). Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(1), 100-107.
- [171] De Clerck, H., Cevidanes, L., and Baccetti, T. (2010). Dentofacial effects of bone-anchored maxillary protraction: a controlled study of consecutively treated Class III patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(5), 577-581.
- [172] Vaughn, G. A., Mason, B., Moon, H. B., and Turley, P. K. (2005). The effects of maxillary protraction therapy with or without rapid palatal expansion: a prospective, randomized clinical trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(3), 299-309.
- [173] Findik, Y., Baykul, T., Esenlik, E., and Turkkahraman, M. H. (2017). Surgical difficulties, success, and complication rates of orthodontic miniplate anchorage systems: Experience with 382 miniplates. *Nigerian journal of clinical practice*, 20(5), 512-516.
- [174] Cornelis, M. A., Mahy, P., Devogelaer, J. P., De Clerck, H. J., and Nyssen-Behets, C. (2010). Does orthodontic loading influence bone mineral

- density around titanium miniplates? An experimental study in dogs. *Orthodontics & craniofacial research*, 13(1), 21-27.
- [175] **Melsen, B., and Costa, A.** (2000). Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clinical orthodontics and research*, 3(1), 23-28.
- [176] **Park, H. S., Jeong, S. H., and Kwon, O. W.** (2006). Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(1), 18-25.
- [177] **Artzi, Z., Tal, H., Moses, O., and Kozlovsky, A.** (1993). Mucosal considerations for osseointegrated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 70(5), 427-432.
- [178] **Chen, C. H., Hsieh, C. H., Tseng, Y. C., Huang, I. Y., Shen, Y. S., and Chen, C. M.** (2007). The use of miniplate osteosynthesis for skeletal anchorage. *Plastic and reconstructive surgery*, 120(1), 232-235.
- [179] **Gutwald, R., Büscher, P., Schramm, J., and Schmelzeisen, R.** (1999). Biomechanical stability of an internal minifixation system in maxillofacial osteosynthesis. *Med Biol Eng Comp*, 37, 280-281.
- [180] **Nicholson, D. W.** (2008). *Finite element analysis: Thermomechanics of solids*. London: CRC press.
- [181] **Huang, H. M., Tsai, C. Y., Lee, H. F., Lin, C. T., Yao, W. C., Chiu, W. T., and Lee, S. Y.** (2006). Damping effects on the response of maxillary incisor subjected to a traumatic impact force: a nonlinear finite element analysis. *Journal of Dentistry*, 34(4), 261-268.
- [182] **Magne, P.** (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental materials*, 23(5), 539-548.
- [183] **Eraslan, Ö.** (2012). *Mekanik yüklemenin farklı kök ucu dolgu materyallerinin apikal sızıntılarına ve boşluk hacimlerine etkisi ve oluşan streslerin sonlu eleman stres analiz (FEA) yöntemiyle değerlendirilmesi* (Doctoral dissertation). Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- [184] **Caputo, A. A., and Standlee, J. P.** (1987). *Biomechanics in clinical dentistry*. Michigan: Quintessence Publishing.
- [185] **Weber, H. and Herziger, G.** (1972). *Laser: Grundlagen und Anwendungen*. Physik-Verlag.
- [186] **Kumar, Y. M., Ravindran, N. S., and Balasubramaniam, M. R.** (2009). Holographic analysis of the initial canine displacement produced by four different retraction springs. *The Angle Orthodontist*, 79(2), 368-372.
- [187] **Desse, J. M., and Olchewsky, F.** (2017). Digital Holographic Interferometry for Analysing High-Density Gradients in Fluid Mechanics. *Holographic Materials and Optical Systems*, 291.

- [188] **Mahler, D. B., and Peyton, F. A.** (1955). Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *Journal of Dental Research*, 34(6), 831-838.
- [189] **Wang, L., Ju, Y., Xie, H., Ma, G., Mao, L., and He, K.** (2017). The mechanical and photoelastic properties of 3D printable stress-visualized materials. *Scientific reports*, 7(1), 1-9.
- [190] **Kydd, W. L., and Daly, C. H.** (1982). The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 47(3), 317-329.
- [191] **Gere, J. M., and Goodno, B. J.** (2012). *Mechanics of materials* (8th Ed.). CL Engineering, Cengage Learning.
- [192] **Geramy, A.** (2002). Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *The European Journal of Orthodontics*, 24(1), 21-33.
- [193] **Brauer, J.** (1993). *What every engineer should know about finite element analysis*. London: CRC Press.
- [194] **Owen, D. R. J., and Hinton, E.** (1980). *A simple guide to finite elements*. Pineridge Press.
- [195] **Zienkiewicz, O. C., Taylor, R. L., & Zhu, J. Z.** (2010). *The finite element method: its basis and fundamentals* (6th Ed.). Elsevier.
- [196] **Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., and Igarashi, Y.** (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*, 36(7), 463-471.
- [197] **Geng, J. P., Tan, K. B., and Liu, G. R.** (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 585-598.
- [198] **Ledley, R. S., and Huang, H. K.** (1968). Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of dental research*, 47(3), 427-432.
- [199] **Davidian, E. J.** (1971). Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. *American journal of orthodontics*, 59(6), 581-588.
- [200] **Eskitaşcıoğlu, G.** (1991). *Doğal ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Kontak Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilmelerin Structural Analysis Program ile İncelenmesi* (Doktora Tezi). Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [201] **Knop, L., Gandini Jr, L. G., Shintcovsk, R. L., and Gandini, M.** (2015). Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental press journal of orthodontics*, 20(2), 119-125.
- [202] **Desai, C.S. and Abel, J.F.** (1971). *Introduction to the finite element method; a numerical method for engineering analysis*. Van Nostrand Reinhold.
- [203] **Moaveni, S.** (2011). *Finite element analysis theory and application with ANSYS*, 3/e. India: Pearson Education.

- [204] **O'Brien, W. J.** (1997). *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence.
- [205] **Toms, S. R., Dakin, G. J., Lemons, J. E., and Eberhardt, A. W.** (2002). Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *Journal of biomechanics*, 35(10), 1411-1415.
- [206] **Shigley, J. E.** (2011). *Shigley's mechanical engineering design*. Tata: McGraw-Hill Education.
- [207] **Sugawara, J., and Mitani, H.** (1997). Facial growth of skeletal class III malocclusion and the effects, limitations, and long-term dentofacial adaptations to chin cap therapy. In *Seminars in orthodontics*. Elsevier.
- [208] **Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., and Vairo, G.** (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 100(6), 422-431.
- [209] **Jacobs, M. S., and Windeler, A. S.** (1991). An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(3), 436-442.
- [210] **Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M.** (2012). *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- [211] **Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., ve Aksu, L.** (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: AÜ Basımevi.
- [212] **McGuinness, N. J., Wilson, A. N., Jones, M. L., and Middleton, J.** (1991). A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *The European Journal of Orthodontics*, 13(3), 231-242.
- [213] **Kanjanaouthai, A., Mahatumarat, K., Techalertpaisarn, P., and Versluis, A.** (2012). Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress: finite element analysis. *The Angle Orthodontist*, 82(5), 812-819.
- [214] **Largura, L. Z., Argenta, M. A., Sakima, M. T., Camargo, E. S., Guariza-Filho, O., and Tanaka, O. M.** (2014). Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: a 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 146(2), 198-206.
- [215] **Yu, I. J., Kook, Y. A., Sung, S. J., Lee, K. J., Chun, Y. S., and Mo, S. S.** (2014). Comparison of tooth displacement between buccal mini-implants and palatal plate anchorage for molar distalization: a finite element study. *The European Journal of Orthodontics*, 36(4), 394-402.
- [216] **Lai, E. H. H., Yao, C. C. J., Chang, J. Z. C., Chen, I., and Chen, Y. J.** (2008). Three-dimensional dental model analysis of treatment outcomes for protrusive maxillary dentition: comparison of headgear, miniscrew, and miniplate skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(5), 636-645.

- [217] Yan, X., He, W., Lin, T., Liu, J., Bai, X., Yan, G., and Lu, L. (2013). Three-dimensional finite element analysis of the craniomaxillary complex during maxillary protraction with bone anchorage vs conventional dental anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(2), 197-205.
- [218] Aykaç, V., Ulusoy, Ç., and Türköz, Ç. (2015). Effects of a newly designed orthodontic miniplate platform for elevating the miniplate over the gingiva: A 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 148(1), 110-122.
- [219] Sugawara, J. (1999). Dr. Junji Sugawara on the skeletal anchorage system. Interview by Dr. Larry W. White. *J Clin Orthod*, 33, 689-696.
- [220] Sugawara, J. and M. Nishimura (2005). Minibone plates: the skeletal anchorage system. In *Seminars in Orthodontics*. Elsevier.
- [221] Chung, K. R., Kim, Y. S., Linton, J. L., and Lee, Y. J. (2002). The miniplate with tube for skeletal anchorage. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 36(7), 407.
- [222] Medetalibeyoğlu, F., Kaymaz, İ., Korkmaz, İ. H., Dağsuyu, İ. M., and Akpınar, N. (2012). Mini Vida Yerleştirilmiş Manbidulada Kortikal Kemik Kalınlığına Bağlı Olarak Gerilmelerin İncelenmesi. *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 16(3), 294-302.
- [223] Wheeler, R.C. (1974). *Dental anatomy, physiology, and occlusion*. Saunders Company.
- [224] Andrews, L. F. (1972). The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod*, 62(3), 296-309.
- [225] Kojima, Y., Fukui, H., and Miyajima, K. (2006). The effects of friction and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: a numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(3), 275-e1.
- [226] Cattaneo, P. M., Dalstra, M., and Melsen, B. (2005). The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *Journal of dental research*, 84(5), 428-433.
- [227] Ludwig, B., Baumgaertel, S., Zorkun, B., Bonitz, L., Glasl, B., Wilmes, B., and Lisson, J. (2013). Application of a new viscoelastic finite element method model and analysis of miniscrew-supported hybrid hyrax treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(3), 426-435.
- [228] Tanne, K., Yoshida, S., Kawata, T., Sasaki, A., Knox, J., and Jones, M. L. (1998). An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. *British Journal of Orthodontics*, 25(2), 109-115.

- [229] Gupta, A., Kohli, V. S., Hazarey, P. V., Kharbanda, O. P., and Gunjal, A. (2009). Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element method study. Part 1. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 135(6), 737-748.
- [230] Lee, J. W., Park, K. H., Kim, S. H., Park, Y. G., and Kim, S. J. (2011). Correlation between skeletal changes by maxillary protraction and upper airway dimensions. *The Angle Orthodontist*, 81(3), 426-432.
- [231] Miyasaka-Hiraga, J., Tanne, K., and Nakamura, S. (1994). Finite element analysis for stresses in the craniofacial sutures produced by maxillary protraction forces applied at the upper canines. *British journal of orthodontics*, 21(4), 343-348.
- [232] Işeri, H., Tekkaya, A. E., Öztan, Ö., and Bilgic, S. (1998). Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *The European Journal of Orthodontics*, 20(4), 347-356.
- [233] Jafari, A., Shetty, K. S., and Kumar, M. (2003). Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study. *The Angle Orthodontist*, 73(1), 12-20.
- [234] Gomes de Oliveira, S., Seraidarian, P. I., Landre Jr, J., Oliveira, D. D., and Cavalcanti, B. N. (2006). Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. *Journal of oral rehabilitation*, 33(12), 874-880.
- [235] Koriath, T. W. P., and Versluis, A. (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 8(1), 90-104.
- [236] Maurer, P., Holweg, S., and Schubert, J. (1999). Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *Journal of cranio-maxillofacial surgery*, 27(6), 365-372.
- [237] Sung, S. J., Jang, G. W., Chun, Y. S., and Moon, Y. S. (2010). Effective en-masse retraction design with orthodontic mini-implant anchorage: a finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(5), 648-657.
- [238] Meijer, H. J. A., Starmans, F. J. M., Bosman, F., and Steen, W. H. A. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation*, 20(2), 147-157.
- [239] Gautam, P., Valiathan, A., and Adhikari, R. (2009). Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 135(4), 507-515.
- [240] Provatidis, C. G. (2000). A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Medical engineering & physics*, 22(5), 359-370.

- [241] Qian, H., Chen, J., and Katona, T. R. (2001). The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(3), 272-279.
- [242] Jeon, P. D., Turley, P. K., Moon, H. B., and Ting, K. (1999). Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115(3), 267-274.
- [243] Bişirici, G. (2008). *Üst anterior dişlerin kütleli retraksiyonunun sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirilmesi* (Doctoral dissertation). Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- [244] Ren, Y., Maltha, J. C., Van't Hof, M. A., and Kuijpers-Jagtman, A. M. (2004). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 125(1), 71-77.
- [245] Mezomo, M., de Lima, E. S., de Menezes, L. M., Weissheimer, A., and Allgayer, S. (2011). Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets: A randomized clinical trial. *The Angle Orthodontist*, 81(2), 292-297.
- [246] Pierrisnard, L., Bohin, F., Renault, P., and Barquins, M. (2002). Coronaradicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(4), 442-448.
- [247] Prabhu, J., and Cousley, R. R. (2006). Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *Journal of Orthodontics*, 33(4), 288-307.
- [248] Deguchi, T., Takano-Yamamoto, T., Kanomi, R., Hartsfield Jr, J. K., Roberts, W. E., and Garetto, L. P. (2003). The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *Journal of dental research*, 82(5), 377-381.
- [249] Chung, K. R., Jeong, D. M., Kim, S. H., Ko, Y. I., and Nelson, G. (2012). En-masse retraction dependent on a temporary skeletal anchorage device without posterior bonding or banding in an adult with severe bidentoalveolar protrusion: seven years posttreatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 141(4), 484-494.
- [250] Reyhler, H., Mahy, P., and Saba, S. B. (2011). Alveolar osseous distraction by the combined use of modified miniplates and an orthodontic appliance. A technical note. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 39(2), 124-126.
- [251] Kuroda, S., and Tanaka, E. (2014). Risks and complications of miniscrew anchorage in clinical orthodontics. *Japanese Dental Science Review*, 50(4), 79-85.
- [252] Fornai, N., Burlui, V., Luca, I. C., and Indrei, A. (1998). Peri-implantitis. *Revista medico-chirurgicala a Societatii de Medici si Naturalisti din Iasi*, 102(3-4), 74-79.

- [253] Moon, C. H., Lee, D. G., Lee, H. S., Im, J. S., and Baek, S. H. (2008). Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *The Angle Orthodontist*, 78(1), 101-106.
- [254] Kuroda, S., Yamada, K., Deguchi, T., Hashimoto, T., Kyung, H. M., and Yamamoto, T. T. (2007). Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(4), S68-S73.
- [255] Park, J., and Cho, H. J. (2009). Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(3), 314-e1, 314-e12.
- [256] Kook, Y. A., Park, J. H., Bayome, M., Kim, S., Han, E., and Kim, C. H. (2016). Distalization of the mandibular dentition with a ramal plate for skeletal Class III malocclusion correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 150(2), 364-377.
- [257] Lee, J. H., Choo, H., Kim, S. H., Chung, K. R., Giannuzzi, L. A., and Ngan, P. (2011). Replacing a failed mini-implant with a miniplate to prevent interruption during orthodontic treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 139(6), 849-857.
- [258] Kim, K. A., Seo, K. W., Kim, S. H., Chung, K. R., and Nelson, G. (2014). Modification protocol for an early class III treatment using 3 miniplates for bone-anchored maxillary orthopedic traction. *Journal of Craniofacial Surgery*, 25(5), e440-e442.
- [259] Alpert, B., Gutwald, R., and Schmelzeisen, R. (2003). New innovations in craniomaxillofacial fixation: the 2.0 lock system. *The Keio journal of medicine*, 52(2), 120-127.
- [260] Gutwald, R., Alpert, B., and Schmelzeisen, R. (2003). Principle and stability of locking plates. *The Keio journal of medicine*, 52(1), 21-24.
- [261] Ellis III, E., and Graham, J. (2002). Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 60(6), 642-645.
- [262] Gerlach, K. L., and Schwarz, A. (2003). Load resistance of mandibular angle fractures treated with a miniplate osteosynthesis. *Mund-, Kiefer-und Gesichtschirurgie: MKG*, 7(4), 241-245.
- [263] Cordey, J., Borgeaud, M., and Perren, S. M. (2000). Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone. *Injury*, 31, 21-32.
- [264] Ellis III, E., and Walker, L. R. (1996). Treatment of mandibular angle fractures using one noncompression miniplate. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 54(7), 864-871.
- [265] Herford, A. S., and Ellis, E. E. (1998). Use of a locking reconstruction bone plate/screw system for mandibular surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 56(11), 1261-1265.

- [266] Sowden, D., and Schmitz, J. P. (2002). AO self-drilling and self-tapping screws in rat calvarial bone: an ultrastructural study of the implant interface. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 60(3), 294-299.
- [267] Heidemann, W., and Gerlach, K. L. (1999). Clinical applications of drill free screws in maxillofacial surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 27(4), 252-255.
- [268] Krishnan, V., and Davidovitch, Z. E. (2006). Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(4), 469-e1-469-e32.
- [269] Nanda, R. (2005). *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics*. Elsevier Health Sciences.
- [270] Cozzani, G. (1981). Extraoral traction and Class III treatment. *American journal of orthodontics*, 80(6), 638-650.
- [271] Cha, B. K., and Ngan, P. W. (2011). *Skeletal anchorage for orthopedic correction of growing Class III patients*. In *Seminars in Orthodontics*. Elsevier.
- [272] Wilmes, B., Nienkemper, M., Ludwig, B., Kau, C. H., and Drescher, D. (2011). Early Class III treatment with a hybrid hyrax-mentoplate combination. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 45(1), 15-21.
- [273] Sugawara, J., Kanzaki, R., Takahashi, I., Nagasaka, H., and Nanda, R. (2006). Distal movement of maxillary molars in nongrowing patients with the skeletal anchorage system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 129(6), 723-733.
- [274] Upadhyay, M., Yadav, S., Nagaraj, K., and Patil, S. (2008). Treatment effects of mini-implants for en-masse retraction of anterior teeth in bialveolar dental protrusion patients: a randomized controlled trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(1), 18-29.
- [275] Upadhyay, M., Yadav, S., and Nanda, R. (2014). Biomechanics of incisor retraction with mini-implant anchorage. *Journal of orthodontics*, 41(1\_suppl), s15-s23.
- [276] Sia, S. S., Koga, Y., and Yoshida, N. (2007). Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics: an in vivo study. *The Angle Orthodontist*, 77(6), 999-1003.
- [277] Lee, K. J., Park, Y. C., Hwang, C. J., Kim, Y. J., Choi, T. H., Yoo, H. M., and Kyung, S. H. (2011). Displacement pattern of the maxillary arch depending on miniscrew position in sliding mechanics. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 140(2), 224-232.
- [278] Van Steenberghe, E., Burstone, C. J., Prahl-Andersen, B., and Aartman, I. H. A. (2005). The relation between the point of force application and flaring of the anterior segment. *The Angle Orthodontist*, 75(5), 730-735.

- [279] **Kojima, Y., Kawamura, J., and Fukui, H.** (2012). Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 142(4), 501-508.
- [280] **Tominaga, J. Y., Tanaka, M., Koga, Y., Gonzales, C., Kobayashi, M., and Yoshida, N.** (2009). Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics: a 3D finite element study. *The Angle Orthodontist*, 79(6), 1102-1107.
- [281] **Sung, E. H., Kim, S. J., Chun, Y. S., Park, Y. C., Yu, H. S., and Lee, K. J.** (2015). Distalization pattern of whole maxillary dentition according to force application points. *The korean journal of orthodontics*, 45(1), 20-28.
- [282] **Bulcke, M. M. V., Burstone, C. J., Sachdeva, R. C., and Dermaut, L. R.** (1987). Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 91(5), 375-384.
- [283] **Baek, M. S., Choi, Y. J., Yu, H. S., Lee, K. J., Kwak, J., and Park, Y. C.** (2010). Long-term stability of anterior open-bite treatment by intrusion of maxillary posterior teeth. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(4), 396-e1.396-e9.
- [284] **Park, H. S., Lee, S. K., and Kwon, O. W.** (2005). Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *The Angle Orthodontist*, 75(4), 602-609.
- [285] **Kuroda, S., Sakai, Y., Tamamura, N., Deguchi, T., and Takano-Yamamoto, T.** (2007). Treatment of severe anterior open bite with skeletal anchorage in adults: comparison with orthognathic surgery outcomes. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(5), 599-605.
- [286] **Oh, Y. H., Park, H. S., and Kwon, T. G.** (2011). Treatment effects of microimplant-aided sliding mechanics on distal retraction of posterior teeth. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(4), 470-481.
- [287] **Burrow, J. S.** (2015). Biomechanical considerations in the correction of anterior open bite with maxillary skeletal plates. *J Clin Orthod*, 49, 35-45.
- [288] **Seo, K. W., Iskenderoglu, N. S., Hwang, E. H., Chung, K. R., and Kim, S. H.** (2017). Miniplate with a bendable C-tube head allows the clinician to alter biomechanical advantage in extremely complicated anatomic structure. *Journal of Craniofacial Surgery*, 28(3), 817-820.
- [289] **Çifter, M., and Saraç, M.** (2011). Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(5), e233-e241.

- [290] **Arai, C., Choi, J. W., Nakaoka, K., Hamada, Y., and Nakamura, Y.** (2015). Management of open bite that developed during treatment for internal derangement and osteoarthritis of the temporomandibular joint. *The korean journal of orthodontics*, 45(3), 136-145.
- [291] **Harry, M. R., and Sims, M. R.** (1982). Root resorption in bicuspid intrusion: a scanning electron microscope study. *The Angle Orthodontist*, 52(3), 235-258.
- [292] **Ari-Demirkaya, A., Al Masry, M., and Erverdi, N.** (2005). Apical root resorption of maxillary first molars after intrusion with zygomatic skeletal anchorage. *The Angle Orthodontist*, 75(5), 761-767.
- [293] **Viecilli, R. F., Katona, T. R., Chen, J., Hartsfield Jr, J. K., and Roberts, W. E.** (2008). Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(6), 791-e11-791. e26.

## ÖZGEÇMİŞ

**Ad-Soyad** : Esmâ Kuriş Baştan

**Doğum Tarihi ve Yeri** :

**E-posta** :

### ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans / Yüksek Lisans** : 2000, İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

### MESLEKİ DENEYİM

**2000-2005** Diş Hekimi, Visiodent Diş Kliniği

**2008 – devam ediyor** Özel Diş Kliniği

### MESLEKİ EĞİTİMLER:

**2001 Eylül** Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İmplant Eğitim Kursu

**2004 Nisan** Zimmer Dental İmplant Eğitim Kursu (California, ABD)

**2005-2006** Ortodonti Eğitimi (Advanced Program in Orthodontics) - New York University College of Dentistry, ABD

**2006-2008** İsteğe Bağlı Uygulamalı Eğitim – Dr. Yon LAI'nin Diş Kliniği, (New York, ABD)

**2013-2014** Dental Lazer Eğitimi (Dental Laser Mastership program) - RWTH Aachen University, (Germany-Turkey)

### AKADEMİK TOPLANTILARDA SUNULAN BİLDİRİLER

- **Bastan E**, Bastan AI, Şener I, Bereket C; Depigmentation of melanin pigments in gingiva using by Er;YAG laser systems with R17 hand-piece. 21st International TAOMS Congress. Abstract Book, 18–22 Mayıs 2014, Bodrum, Turkey (Conference presentation summery book, page 92, P 263).
- Bastan AI, **Bastan E**. 21st International TAOMS Congress. Replantation of impacted upper canine tooth using by Er;YAG and Nd:YAG laser systems. Abstract Book, 18–22 May 2014, Bodrum, Turkey (Conference presentation summery book, page 45, OP 26).