

T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANA BİLİM DALI



FARKLI JİG KALINLIKLARININ VE
MATERYALLERİNİN DENTOALVEOLAR YAPILARA
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

TUĞBA ISLAK

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Musa BULUT

İKİNCİ TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Yasin HEZENCİ

BOLU, EKİM 2025

T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Tez Onay Belgesi

Tezin Başlığı : FARKLI JİĞ KALINLIKLARININ ve
MATERYALLERİNİN DENTOALVEOLAR YAPILARA
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Tezin Savunma Tarihi : 20.10.2025

Tezin Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Musa BULUT
İkinci Tez Danışmanı : Doç. Dr. Yasin HEZENCİ

Jüri Başkanı : Doç. Dr. Orhan ÇİÇEK
Üye : Doç. Dr. Yasemin Nur KORKMAZ
Üye : Dr. Öğr. Üyesi Musa BULUT

DEKANLIK ONAYI

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Ali KELEŞ

DEKAN

ÖZET

**FARKLI JİĞ KALINLIKLARININ VE MATERYALLERİNİN
DENTOALVEOLAR YAPILARA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ
UZMANLIK TEZİ
TUĞBA ISLAK
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
ORTODONTİ ANA BİLİM DALI**

**(TEZ DANIŞMANI: DR. ÖĞR. ÜYESİ MUSA BULUT)
(İKİNCİ DANIŞMAN: DOÇ. DR. YASİN HEZENCİ)
BOLU, EKİM - 2025**

Xii+104

Bu çalışmanın amacı, farklı kalınlık ve materyallerden üretilmiş sliding jig'lerin, sabit ortodontik kuvvet altında dentoalveolar yapılarda oluşturduğu stres dağılımı ve diş hareket yönlerini sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemiyle değerlendirmektir. Çalışma, klinikte sık kullanılan ancak biyomekanik etkileri sınırlı biçimde incelenmiş jig konfigürasyonlarının sistematik olarak karşılaştırılmasını hedeflemektedir. Hazır maksiller 3B model kullanılarak diş, periodontal ligament (0.25 mm kalınlıkta) ve alveolar kemik yapıları modellenmiştir. Homojen, izotrop ve lineer elastik özellikler varsayılmıştır. Sliding jig için iki farklı tel kalınlığı (0.016x0.022 ve 0.019x0.025 inç) ve iki farklı materyal (paslanmaz çelik, TMA) olmak üzere dört senaryo oluşturulmuştur. Tüm modellerde 150 gram distal yönde kuvvet uygulanmış, dişlerdeki deplasmanlar, periodontal ve dentoalveolar dokulardaki stres dağılımları ANSYS yazılımı kullanılarak hesaplanmıştır. İnce TMA teller, daha yüksek elastikiyetleri nedeniyle paslanmaz çelik tellerle karşılaştırıldığında daha fazla deplasman oluşturmıştır. Paslanmaz çelik tellerin daha rijit yapısı periodontal ligamentte ve alveolar kemikte daha yüksek stres değerleri üretmiştir. Tel kalınlığı arttıkça hem deplasman hem de stres değerleri belirgin şekilde azalmıştır. Özellikle birinci molar diş tüm senaryolarda en fazla yer değiştirme gösteren en kritik diş olmuştur. Genel olarak, TMA tellerde kuvvetin daha homojen dağıldığı, paslanmaz çelik tellerde ise stres yoğunluklarının daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Tel kalınlığı ve materyali, jig sistemlerinin biyomekanik etkilerini belirgin şekilde etkilemektedir. İnce ve elastik teller daha fazla diş hareketine izin verirken, kalın ve rijit teller hareketi sınırlandırmakta ancak daha yüksek stres üretmektedir. Klinik açıdan, hızlı ve güçlü hareket gerektiğinde paslanmaz çelik teller, kontrollü ve biyolojik açıdan daha uygun kuvvet gerektiğinde ise TMA teller tercih edilebilir. Çalışma, ortodontik biyomekanik planlamada tel seçiminin önemine dair bilimsel dayanak sağlamaktadır.

ANAHTAR KELİMELELER: Distalizasyon, Sliding jig, Sonlu elemanlar analizi, ortodontik kuvvet

ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECTS OF DIFFERENT JIG THICKNESSES AND MATERIALS ON DENTOALVEOLAR STRUCTURES USING FINITE ELEMENT ANALYSIS SPECIALITY THESIS IN ORTHODONTICS

TUĞBA ISLAK

BOLU ABANT İZZET BAYSAL UNIVERSITY

DEPARTMENT OF ORTHODONTICS

(SUPERVISOR: DR. OGR. UYESİ MUSA BULUT)

(CO-SUPERVISOR: DOC. DR. YASİN HEZENCİ)

BOLU, OCTOBER 2025

Xii+104

The aim of this study was to evaluate the stress distribution and tooth movement patterns in dentoalveolar structures under a constant orthodontic force, using sliding jigs produced from different materials and with different thicknesses, by means of finite element analysis (FEA). This study aimed to systematically compare the biomechanical effects of jig configurations that are widely used in clinical practice but have not been thoroughly investigated. A ready-made maxillary 3D model was utilized, including teeth, periodontal ligament (0.25 mm thickness), and alveolar bone structures. The materials were assumed to be homogeneous, isotropic, and linearly elastic. For the sliding jig, two wire thicknesses (0.016×0.022 in and 0.019×0.025 in) and two materials (stainless steel [SS] and titanium molybdenum alloy [TMA]) were tested, resulting in four different scenarios. A standardized orthodontic force of 150 g was applied to the maxillary first molar, and stress distribution within the periodontal ligament and dentoalveolar structures, as well as tooth displacement, were calculated using the ANSYS software system. Thin TMA wires, due to their high elasticity, allowed greater tooth displacement. Stainless steel wires produced more controlled movement but generated higher stress concentrations in the periodontal ligament. Increasing wire thickness enhanced rigidity, resulting in more predictable tooth movement. Overall, TMA wires demonstrated more homogeneous force distribution, while stainless steel wires exhibited higher stress magnitudes in specific areas. The upper lateral incisors and canine teeth were found to be the most critical teeth in terms of displacement and stress accumulation across different scenarios. Both wire thickness and material significantly affect the biomechanical behavior of jig systems. Thin and elastic wires permit greater tooth movement, whereas thick and rigid wires restrict movement but produce higher stresses. Clinically, stainless steel wires may be preferred when rapid and controlled movement is required, while TMA wires may be considered more suitable when lighter and biologically favorable forces are desired. This study provides a scientific basis for clinicians in optimizing jig design and wire selection during orthodontic biomechanical planning.

KEYWORDS: Distalization, Sliding jig, Finite element analysis, orthodontic force

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	iii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	vii
TABLO LİSTESİ	ix
KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ	x
TEŞEKKÜR	xi
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Periodonsiyum Yapısı ve Fonksiyonu.....	2
1.1 Alveolar Kemik Yapısı ve Fizyolojisi.....	3
1.1.1 Osteoblastlar	4
1.1.2 Osteoklastlar	4
1.1.3 Osteositler	4
1.2 Ortodontik Diş Hareketi Teorileri	5
1.2.1 Basınç Gerilim Teorisi	5
1.2.2 Piezoelektrik Teorisi	5
1.2.3 Sıvı A kışı Teorisi	5
1.2.4 Sitokin ve Prostaglandin Teorisi	5
1.2.5 Hücrel Hafıza ve Genetik Etkileşim	6
1.3 Ortodontide Kuvvet ve Diş Hareketi Tipleri	6
1.3.1 Kontrolsüz Tipping	7
1.3.2 Kontrollü Tipping	7
1.3.3 Rotasyon	7
1.3.4 Translasyon	7
1.3.5 İntrüzyon	7
1.3.6 Ekstrüzyon	8
1.3.7 Tork.....	8
1.4 Ortodontide Optimal Kuvvet.....	8

1.5	Sınıf II Maloklüzyonlar	10
1.5.1	Sınıf II Maloklüzyonların Sınıflandırılması.....	10
1.5.2	Sınıf II Divizyon I Maloklüzyon.....	10
1.5.3	Sınıf II Divizyon II Maloklüzyon	10
1.6	Sınıf II Maloklüzyonların Tedavi Seçenekleri	11
1.6.1	Fonksiyonel Tedavi.....	11
1.6.2	Kamuflaj Tedavisi.....	13
1.6.3	Ortognatik Cerrahi	13
1.7	Maksiller Molar Distalizasyon Yöntemleri	13
1.7.1	Ekstraoral Distalizasyon Yöntemleri	13
1.7.2	İntraoral Distalizasyon Yöntemleri.....	14
1.7.3	Kemik Destekli Distalizasyon Yöntemleri	19
1.8	Ortodontide Sliding Jig.....	24
1.9	Ortodontide Sonlu Elemanlar	25
1.9.1	Sonlu Elemanlar A nalizinde Temel Kavramlar	26
1.9.2	Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları.....	28
1.9.3	Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları.....	28
2.	MATERYAL ve YÖNTEM.....	30
2.1	Modellerin Hazırlanması ve Verilerin Girilmesi.....	30
2.2	Senaryoların Hazırlanması	31
2.3	Ağ Modelinin Hazırlanması	33
3.	BULGULAR	34
	Birinci Senaryo:0.016x0.022 inç Paslanmaz Çelik Tel.....	34
	Şekil	40
	İkinci Senaryo:0.016x0.022 inç TMA Tel.....	45
	Üçüncü Senaryo:0.019x0.025 inç Paslanmaz Çelik Tel.....	56
	Dördüncü Senaryo:0.019x0.025 inç TMA Tel.....	66
4.	TARTIŞMA	81
5.	SONUÇ ve ÖNERİLER.....	93
6.	KAYNAKLAR.....	Error! Bookmark not defined.
EKLER.....	Error! Bookmark not defined.	

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1. Üç Boyutlu Çalışma Modelinin Son Hali.....	30
Şekil 2.2. Paslanmaz Çelik Tellerin Modellenmesi.....	32
Şekil 2.3. TMA Tellerin Modellenmesi.....	32
Şekil 2.4. Ağ Modelinin Hazırlanması.....	33
Şekil 3.1. Alveolar kemikteki toplam yer değiştirme (1. senaryo).....	36
Şekil 3.2. Alveolar kemikteki toplam gerilme (1. senaryo).....	36
Şekil 3.3. PDL toplam yer değiştirme (1. senaryo).....	37
Şekil 3.4. PDL toplam gerilme (1. senaryo).....	37
Şekil 3.5. Dişlerdeki toplam yer değiştirme (1. senaryo).....	38
Şekil 3.6. Dişlerdeki toplam gerilme (1. senaryo).....	38
Şekil 3.7. Dişlerin X ekseninde yer değiştirmesi (1. senaryo).....	39
Şekil 3.8. Dişlerin Y ekseninde yer değiştirmesi (1. senaryo).....	39
Şekil 3.9. Dişlerin Z ekseninde yer değiştirmesi (1. senaryo).....	40
Şekil 3.10. Dişlerin tüm eksenlerde total yer değiştirmesi (1. senaryo).....	40
Şekil 3.11. Dişlerin tüm eksenlerde total yer değiştirmesi (1. senaryo).....	41
Şekil 3.12. Santral diş yer değişimi (1. senaryo).....	41
Şekil 3.13. Lateral diş yer değişimi (1. senaryo).....	42
Şekil 3.14. Kanin diş yer değişimi (1. senaryo).....	42
Şekil 3.15. Birinci premolar diş yer değişimi (1. senaryo).....	43
Şekil 3.16. İkinci premolar diş yer değişimi (1. senaryo).....	43
Şekil 3.17. Birinci molar diş yer değişimi (1. senaryo).....	44
Şekil 3.18. İkinci molar diş yer değişimi (1. senaryo).....	44
Şekil 3.19. Alveolar kemikteki toplam yer değişimi (2. senaryo).....	47
Şekil 3.20. Alveolar kemikteki toplam gerilim (2. senaryo).....	47
Şekil 3.21. PDL toplam yer değişimi (2. senaryo).....	48
Şekil 3.22. PDL toplam gerilim (2. senaryo).....	48
Şekil 3.23. Dişlerdeki toplam yer değişimi (2. senaryo).....	49
Şekil 3.24. Dişlerdeki toplam gerilme (2. senaryo).....	49
Şekil 3.25. Dişlerin X eksenindeki yer değişimi (2. senaryo).....	50
Şekil 3.26. Dişlerin Y eksenindeki yer değişimi (2. senaryo).....	50
Şekil 3.27. Dişlerin Z eksenindeki yer değişimi (2. senaryo).....	51
Şekil 3.28. Dişlerin tüm eksenlerdeki toplam yer değişimi (2. senaryo).....	51
Şekil 3.29. Dişlerin tüm eksenlerdeki toplam yer değişimi (2. senaryo).....	52
Şekil 3.30. Santral diş yer değişimi (2. senaryo).....	52
Şekil 3.31. Lateral diş yer değişimi (2. senaryo).....	53
Şekil 3.32. Kanin diş yer değişimi (2. senaryo).....	53
Şekil 3.33. Birinci premolar yer değişimi (2. senaryo).....	54
Şekil 3.34. İkinci premolar diş yer değişimi (2. senaryo).....	54
Şekil 3.35. Birinci molar diş yer değişimi (2. senaryo).....	55
Şekil 3.36. İkinci molar diş yer değişimi (2. senaryo).....	55
Şekil 3.37. Alveolar kemikteki toplam yer değişimi (3. senaryo).....	57

Şekil 3.38. Alveolar kemikteki toplam gerilim (3. senaryo).....	57
Şekil 3.39. PDL toplam yer değişimi (3. senaryo).....	58
Şekil 3.40. PDL toplam gerilme (3. senaryo)	58
Şekil 3.41. Dişlerdeki toplam yer değişimi (3. senaryo).....	59
Şekil 3.42. Dişlerdeki toplam gerilme (3. senaryo)	59
Şekil 3.43. Dişlerin X eksenindeki yer değişimi (3. senaryo)	60
Şekil 3.44. Dişlerin Y eksenindeki yer değişimi (3. senaryo)	60
Şekil 3.45. Dişlerin Z eksenindeki yer değişimi (3. senaryo).....	61
Şekil 3.46. Dişlerin tüm eksenlerdeki toplam yer değişimi (3. senaryo).....	61
Şekil 3.47. Dişlerin tüm eksenlerdeki toplam yer değişimi (3. senaryo).....	62
Şekil 3.48. Santral diş yer değişimi (3. senaryo)	62
Şekil 3.49. Lateral diş yer değişimi (3. senaryo)	63
Şekil 3.50. Kanin diş yer değişimi (3. senaryo).....	63
Şekil 3.51. Birinci premolar diş yer değişimi (3. senaryo)	64
Şekil 3.52. İkinci premolar diş yer değişimi (3. senaryo).....	64
Şekil 3.53. Birinci molar diş yer değişimi (3. senaryo)	65
Şekil 3.54. İkinci molar diş yer değişimi (3. senaryo).....	65
Şekil 3.55. Alveolar kemikteki toplam yer değişimi (4. senaryo)	67
Şekil 3.56. Alveolar kemikteki toplam gerilme (4. senaryo).....	67
Şekil 3.57. PDL toplam yer değişimi (4. senaryo).....	68
Şekil 3.58. PDL toplam gerilme (4. senaryo)	68
Şekil 3.59. Dişlerdeki toplam yer değişimi (4. senaryo).....	69
Şekil 3.60. Dişlerdeki toplam gerilme (4. senaryo)	69
Şekil 3.61. Dişlerin X eksenindeki yer değişimi (4. senaryo)	70
Şekil 3.62. Dişlerin Y eksenindeki yer değişimi (4. senaryo)	70
Şekil 3.63. Dişlerin Z eksenindeki yer değişimi (4. senaryo).....	71
Şekil 3.64. Dişlerin tüm eksenlerdeki toplam yer değişimi (4. senaryo).....	71
Şekil 3.65. Dişlerin tüm eksenlerdeki toplam yer değişimi (4. senaryo).....	72
Şekil 3.66. Santral diş yer değişimi (4. senaryo)	72
Şekil 3.67. Lateral diş yer değişimi (4. senaryo)	73
Şekil 3.68. Kanin diş yer değişimi (4. senaryo)	73
Şekil 3.69. Birinci premolar diş yer değişimi (4. senaryo)	74
Şekil 3.70. İkinci premolar diş yer değişimi (4. senaryo).....	74
Şekil 3.71. Birinci molar diş yer değişimi (4. senaryo)	75
Şekil 3.72. İkinci molar diş yer değişimi (4. senaryo).....	75
Şekil 3.73. Birinci molar diş tüm senaryoların karşılaştırılması (Z eksen)	77
Şekil 3.74. Tüm dişlerin maksimum yer değiştirme karşılaştırması (Z eksen).....	78

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1. Materyallerin Young modülü ve Poisson oranı	31
Tablo 3.1. Birinci senaryoda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları.....	35
Tablo 3.2. İkinci senaryoda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları	46
Tablo 3.3. Üçüncü senaryoda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları	56
Tablo 3.4. Dördüncü senaryoda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları.....	66



KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ

3B	: Üç Boyutlu
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
DNA	: Deoksiribonükleik Asit
IL-1	: İnterlökin-1
IL-6	: İnterlökin-6
KIBT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
MPa	: Megapaskal
mm	: milimetre
TC	: Türkiye Cumhuriyeti
mikroRNA	: mikro Ribonükleik Asit
N	: Newton
NiTi	: Nikel Titanyum
Ph	: Potansiyel Hidrojen
PDL	: Periodontal Ligament
PTH	: Paratiroid Hormonu
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
TMA	: Titanyum Molibden Alloy
TME	: Temporomandibular Eklem
vb.	: ve benzeri

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi, deneyim ve değerli katkılarıyla yolumu aydınlatan, her aşamada bana rehberlik eden değerli danışman hocam **Dr. Öğr. Üyesi Musa BULUT**'a en içten teşekkürlerimi sunarım. Çalışmamın planlanmasından sonuçlanmasına kadar geçen süreçte sabrı, desteği ve yol göstericiliği benim için çok kıymetli olmuştur.

Ayrıca tez çalışmam boyunca bilimsel katkıları, destekleri ve değerli yönlendirmeleri ile her zaman yanımda olan, bana bir ağabey olan danışman hocam **Doç. Dr. Yasin HEZENCİ**'ye teşekkür ederim.

Eğitim sürecim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, desteğini her zaman hissettiren değerli hocalarım **Doç. Dr. Yasemin Nur KORKMAZ**, **Doç. Dr. Semiha ARSLAN** ve **Dr. Öğr. Üyesi Aybüke Asena ATASEVER İŞLER**'e teşekkür ederim.

Hayatımın her döneminde yanımda olan, sevgisini ve desteğini benden esirgemeyen biricik annem **Nezahat ISLAK**, her daim beni destekleyen ve moralimi yüksek tutan canım babam **Abdullah ISLAK** ve kıymetli kardeşim **A. Kenan ISLAK** 'a sonsuz teşekkür ederim.

Eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, değerli anılar biriktirdiğim, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım değerli arkadaşlarıma ve her konuda desteğini hissettiğim fakülte personeline teşekkür ederim.

Her zaman yanımda olan, dostluğunu ve arkadaşlığını her daim hissettiğim sevgili arkadaşım **Aliye KANAAN**'a özel olarak teşekkür etmek isterim.

Son olarak, hayatımda özel bir yere sahip olan, manevi desteğini daima hissettiren ve aynı zamanda tez sürecimde sabrıyla ve sevgisiyle bana yardımcı olan sevgili **M. Luey KANAAN**'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

1. GİRİŞ

Ortodontik tedavinin temel hedefi, hastayı fonksiyonel olarak dengeli, estetik açıdan kabul görebilecek bir kapanışa ulaştırmaktır. Tedavide elde edilen başarı, mevcut anomalinin doğru biçimde tanınması ve uygun şekilde sınıflandırılmasına bağlıdır. Ortodontik bozukluklar içinde Sınıf II maloklüzyonlar, farklı toplumlar, etnik gruplar ve yaş aralıklarında yapılan araştırmalarda %21 ile %45,3 arasında değişen oranlarda saptanmıştır. Bu tür maloklüzyonlar iskeletsel veya dişsel kökenli olmak üzere iki ana grupta değerlendirilmektedir (Ülgen, 2000).

Sınıf II maloklüzyonlar, ortodontik hastaların önemli bir bölümünde görülen ve genellikle maksillanın önde konumlanması, mandibulanın geride olması ya da her iki durumun birlikte bulunmasıyla karakterize bir iskeletsel ve/veya dentoalveolar bozukluktur (W. R. Proffit ve ark., 2019a). Bu tür maloklüzyonların tedavisinde, maksiller diş arkını geriye doğru hareket ettirmeye yönelik uygulanan distalizasyon yöntemleri, özellikle büyüme ve gelişimini tamamlamış bireylerde sıklıkla tercih edilmektedir (Bishara & Ziaja, 1989).

Son yıllarda hasta iş birliğine daha az bağlı alternatif sistemler olan intraoral distalizasyon apareyleri klinik kullanımda yaygınlaşmıştır. Pendulum, Distal Jet, Jones Jig ve Keles Slider gibi aygıtlar, maksiller molarları distalize etmek için kullanılan sistemlerdir ve sabit oldukları için hasta uyumuna ihtiyaç duymazlar. (Keles & Sayinsu, 2000).

Özellikle sliding jig gibi mekanikler kanin distalizasyonu veya segmental uygulamalarda, kuvvet yönünü kontrol altına almak amacıyla sıklıkla tercih edilmektedir. Bu jig'lerin tasarımında kullanılan farklı tel kalınlıkları (örneğin 0.016x0.022 inç veya 0.019x0.025 inç) ve farklı alaşımlar (paslanmaz çelik ve TMA gibi) hem uygulanan moment-kuvvet oranını hem de dişin periodonsiyum ve alveolar kemik üzerinde oluşturduğu stres dağılımını önemli ölçüde değiştirebilmektedir (Melsen, 2001).

Sonlu elemanlar analizi (SEA) gibi üç boyutlu simülasyon teknikleri, bu aygıtların dentoalveolar yapılarda oluşturduğu stres dağılımını ve potansiyel diş hareketlerini öngörmede değerli bir araç olarak kullanılmaktadır. Böylece klinisyen, hastaya biyolojik sınırlar içinde en uygun yöntemi belirleyerek tedavi süresini kısaltabilir ve olası istenmeyen etkileri azaltabilir (Kojima & Fukui, 2005).

Geleneksel ortodontik çalışmalarda, bu tür aygıtların biyomekanik etkileri genellikle klinik gözlemler ya da in vitro modeller üzerinden değerlendirilmiştir. Ancak bu yöntemler, biyolojik dokular üzerindeki stres ve gerinim düzeylerini detaylı bir şekilde analiz etme açısından yetersiz kalabilmektedir. Son yıllarda, SEA gibi sayısal modelleme teknikleri, ortodontik kuvvetlerin periodontal ligament (PDL), alveolar kemik ve diş kökü üzerindeki etkilerini üç boyutlu olarak ve doku bazında inceleyebilme imkânı sağlamaktadır (Cattaneo ve ark., 2005; Tanne ve ark., 1991).

Bu çalışmada, farklı jig kalınlıkları ve materyallerinin kullanıldığı sistemlerde, sabit bir ortodontik kuvvet altında dentoalveolar yapılarda oluşan stres dağılımı ve diş hareket yönü SEA yöntemiyle incelendi. Özgünlüğü, klinikte yaygın kullanılan jig tasarımlarının biyomekanik etkilerini sistematik olarak kıyaslayıp analiz edilmesinden kaynaklanmaktadır. Elde edilecek bulgular, hem klinisyenlerin aygıt seçiminde bilimsel dayanak sağlamasına katkı sunacak hem de ileri düzey ortodontik biyomekanik planlamalar için referans verisi oluşturacaktır.

1.1 Periodonsiyum Yapısı ve Fonksiyonu

Dişin çevresini saran, onu destekleyen ve alveol kemiğiyle bağlantısını sağlayan dokuların oluşturduğu yapısal sistem, periodonsiyum olarak adlandırılır. Bu kompleks yapı; yumuşak dokular olan PDL ve dişetini, aynı zamanda sert dokular olan sement ve alveol kemiğini içerir. Dişlerin kemik içerisinde fizyolojik olarak hareket edebilmesini sağlayan temel yapı PDL'dir. PDL; kolajen lif demetleri, çeşitli hücresel bileşenler, sinirler, kan damarları ve interstisyel sıvı içeren yoğun, lifli bir bağ dokusudur. Bu yapının başlıca görevi, dişi alveol boşluğu içinde destekleyerek, çiğneme sırasında gelen kuvvetlerin absorbe edilmesini sağlamaktır (Nanci & Bosshardt, 2006).

PDL'nin kalınlığı ortalama 0,2 mm civarındadır, ancak kök boyunca bulunduğu konuma bağlı olarak bu değer 0,15 mm ile 0,38 mm arasında değişiklik gösterebilir. En dar olduğu alan genellikle kökün orta üçte birlik kısmıdır. Ayrıca yaş ilerledikçe PDL boşluğunun genişliği azalma eğilimindedir. Ligamentin büyük bölümünü, Tip I kolajen yapısında olan ve hücreler arası matrise gömülü şekilde uzanan lif demetleri oluşturur. Bu liflerin sement ve kemik içerisine doğru giren uç bölümleri Sharpey lifleri olarak adlandırılır. Lif yapısı genel olarak; ana lifler, yardımcı (aksesuar) lifler ve elastik özellik gösteren oksitalan lifleri şeklinde üç gruba ayrılır.

Ana lif grubu, bağlandıkları diş ve kemik konumlarına göre sınıflandırılır. Bunlar arasında yer alan transseptal lifler, komşu dişlerin sementlerini birbirine bağlayarak diş dizisinin stabilitesini korur. Diğer bir grup olan alveolodental lifler ise dişlerin çiğneme sırasındaki basınca karşı dayanıklılığını artırır. Bunun dışında aksesuar lifler, alveol kemiğinden semente farklı açılarla uzanarak özellikle dişin dönme (rotasyon) hareketine karşı direnci artırmak amacıyla dizilmiştir.

PDL sadece liflerden ibaret olmayıp, farklı hücre popülasyonlarını da barındırır. Bu hücreler fonksiyonlarına göre beş grupta toplanabilir:

Yapıcı hücreler: PDL'nin %50-60'ını oluşturan fibroblastlar, osteoblastlar ve sementoblastlar,

Yıkıcı hücreler: Kemik ve sement dokularını rezorbe edebilen osteoklastlar ve sementoklastlar,

Progenitör hücreler: Mezenkimal kökenli farklılaşmamış hücreler,

Bağışıklık hücreleri: Makrofajlar, mast hücreleri ve lenfositler,

Epitel kalıntıları: Hertwig epitel kök kınına ait artık hücrelerdir (Nanci & Bosshardt, 2006).

1.1 Alveolar Kemik Yapısı ve Fizyolojisi

Alveol kemiği, hem mineralize bileşenleri hem de bağ dokusu hücrelerini içeren, yüksek oranda trabeküler yapıya sahip dinamik bir dokudur (Schroeder, 2012).

Kemik dokusu, temel olarak iki ana bileşenden oluşur: mineral içerik ve kolajen lifler. Bu dokuda yer alan organik iskeletin yaklaşık %27'si Tip I kolajenden, %70'i ise kolajen temelli mineral matriksten oluşur. Geri kalan %3'lük kısımda ise küçük kolajenler, osteokalsin, osteopontin, osteonektin, sialoproteinler, fosfoproteinler, glikoproteinler, lipidler ve glikozaminoglikanlar yer almaktadır (Gill & Naini, 2012). Ayrıca matriks, çok sayıda polipeptid büyüme faktörü de içerir ve bu faktörler genellikle inaktif formda bağlayıcı proteinlere tutunmuş haldedir. Osteoklastlar tarafından oluşturulan asidik ortam bu büyüme faktörlerinin matriksten serbest kalmasını sağlar. Matriksin damarlarla zenginleşmiş yapısı, özellikle hücresel aktivitenin sürdürülebilirliği açısından büyük öneme sahiptir (Gill & Naini, 2012).

1.1.1 Osteoblastlar

Kemik yapıcı hücreler olan osteoblastlar, mezenkimal kökenli progenitörlerden farklılaşarak oluşur. Pre-osteoblast formundan olgun hücre formuna dönüşen osteoblastlar hem kolajen hem de kolajen dışı proteinlerden oluşan osteoid tabakasını sentezler. Bu tabakadaki proteinlerin %90'ını Tip I kolajen oluşturur. Osteoblastlar yalnızca kemik sentezi yapmakla kalmaz, aynı zamanda osteoklastların aktivasyonunu ve göçünü de düzenler. Bunun nedeni, bu hücrelerin parathormon (PTH) ve çeşitli sitokinler gibi sinyalleri algılayacak reseptörler taşımasıdır (Gill & Naini, 2012).

Osteoblastların, uygulanan ortodontik kuvvetlere karşı mekanik uyarıyı biyokimyasal sinyallere dönüştürerek tepki verdiği ve buna mekanotransdüksiyon adı verildiği bilinmektedir (Sandy ve ark., 1993).

1.1.2 Osteoklastlar

Osteoklastlar, kemik dokusunun yıkımından sorumlu çok çekirdekli hücrelerdir. Sitoplazmaları oldukça aktiftir ve kemik yüzeyinde oluşturdukları kapalı ortamlarda düşük pH sayesinde matriksin çözünmesini sağlarlar. Bu asidik ortam aynı zamanda inaktif büyüme faktörlerinin aktif hale geçmesini de kolaylaştırır (Gill & Naini, 2012). Osteoklastlar, dolaşımdaki monositlerin füzyonuyla oluşur ve aktivasyonları, osteoblastlardan gelen sinyallerle sağlanır. Kemiğe özgü hormonların çoğu bu hücreler üzerinde baskılayıcı etki gösterir (Nomura & Takano-Yamamoto, 2000).

1.1.3 Osteositler

Olgun osteoblastların ürettikleri matriks içinde gömülü hale gelerek terminal farklılaşma göstermesiyle oluşan osteositler, laküanal-kanaliküler sistem aracılığıyla birbirleriyle ve yüzeydeki osteoblastlarla bağlantılarını sürdürür (Nomura & Takano-Yamamoto, 2000). Sert kemik dokusu içinde yer alan bu hücreler, mekanik yükleri algılama açısından ideal konumdadır. Ortodontik kuvvet gibi dışsal mekanik etkenler osteositler tarafından algılanarak, biyokimyasal sinyallerle osteoblastlar ve osteoklastlara iletilir. Bu iletişim, iyon alışverişine izin veren gap junction kanalları üzerinden gerçekleşir (Weinbaum ve ark., 1994). Osteosit kaynaklı bu sinyaller, rezorptif etkinliğin başlamasında önemli rol oynar (Gill & Naini, 2012).

1.2 Ortodontik Diş Hareketi Teorileri

1.2.1 Basınç Gerilim Teorisi

Bu teori, 1930’larda Schwartz tarafından ortaya atılmıştır. Diş uygulanan kuvvet sonucunda PDL’nin sıkışan tarafında (basınç bölgesi) osteoklastların, gerilen tarafında ise (gerilim bölgesi) osteoblastların aktive olduğu öne sürülür (W. R. Proffit ve ark., 2019b). Kuvvetin uygulandığı tarafta damarların sıkışmasıyla hipoksi oluşur; bu durum inflamatuvar mediatörlerin salınımını tetikler. Böylece osteoklastik kemik rezorpsiyonu başlarken, gerilim tarafında damar genişlemesi ve osteoblastik aktivite ile yeni kemik oluşumu görülür (W. R. Proffit ve ark., 2019b).

1.2.2 Piezoelektrik Teorisi

Bu teori, kemiklerin kristalin yapısından kaynaklanan piezoelektrik potansiyellerin, mekanik strese cevap olarak oluştuğunu savunur. Diş hareketi sırasında uygulanan kuvvet, kemiğin yapısında negatif ve pozitif yük dağılımı oluşturur; bu da osteoblast ve osteoklast aktivitesini etkileyerek aktive olmalarını sağlar. Bu teori, Wolff Kanunu ile uyumlu olarak kemiğin mekanik uyarılara karşı şekil değiştirme eğilimini açıklayan fiziksel bir bakış açısı sunar (W. R. Proffit ve ark., 2019b).

1.2.3 Sıvı Akışı Teorisi

PDL içerisindeki sıvının, diş uygulanan kuvvetle birlikte hareket etmesi sonucunda fibroblastlar, osteoblastlar ve osteositlerde bulunan mekanoreseptörler uyarılır. Bu mekanik uyarım, biyokimyasal sinyallere dönüştürülerek hücresel yeniden yapılanmayı başlatır. Böylece hücre içi kalsiyum akışı, prostaglandin salınımı ve gen ekspresyonu değişimleri ile diş hareketi sağlanır (Krishnan & Davidovitch, 2006).

1.2.4 Sitokin ve Prostaglandin Teorisi

Ortodontik kuvvet uygulamasıyla birlikte bölgede inflamatuvar yanıt başlar. Özellikle IL-1, IL-6 gibi sitokinler ile prostaglandin E2’nin salınımı artar (Davidovitch, 1991). Bu mediatörler osteoklast aktivitesini artırarak kemik rezorpsiyonunu hızlandırır. Bu biyokimyasal olaylar aynı zamanda ağrı, ödem gibi klinik belirtilerle de kendini gösterebilir (W. R. Proffit ve ark., 2019b).

1.2.5 Hücresel Hafıza ve Genetik Etkileşim

Günümüzde epigenetik mekanizmaların diş hareketindeki rolü giderek daha çok önem kazanmaktadır. Mekanik stres altında hücre çekirdeğinde genetik aktivitenin değiştiği; DNA metilasyonu, histon modifikasyonu ve mikroRNA düzeyinde düzenlemeler gerçekleştiği saptanmıştır. Bu süreç, bireyler arası ortodontik yanıt farklılıklarının açıklanmasına katkı sunar (Meikle, 2007).

1.3 Ortodontide Kuvvet ve Diş Hareketi Tipleri

Ortodontik tedaviler, yalnızca estetik bir gülüş elde etmeyi değil, aynı zamanda fonksiyonel bir oklüzyon oluşturmayı da amaçlamaktadır. Bu hedeflere ulaşmak için, dişlerin kemik içindeki pozisyonlarının kontrollü bir şekilde değiştirilmesi gerekir. Diş hareketi, canlı dokuların yanıt verdiği biyolojik bir süreç olmakla birlikte, aynı zamanda mekanik kuvvetlerin planlı bir şekilde uygulanmasını gerektiren bir biyomekanik problemdir. Bu nedenle ortodontik tedaviler, biyoloji ve mekanik arasındaki hassas dengenin sürdürüldüğü klinik uygulamalardır (Graber ve ark., 1994; W. Proffit ve ark., 2019).

Ortodontik kuvvetler diş uygulandığında, bu kuvvetler PDL aracılığıyla alveolar kemiğe iletilir. Bu biyomekanik etkileşim, periodontal dokuların yeniden şekillenmesiyle sonuçlanır ve bu da dişin yeni bir pozisyona taşınmasını sağlar (Reitan, 1985). Uygulanan kuvvetin büyüklüğü, süresi, yönü ve uygulama noktası gibi faktörler hem dokuların biyolojik yanıtını hem de dişin hareket tipini belirlemede kritik rol oynar. Tedavi sürecinde istenilen hareket tipine ulaşmak için kuvvet sisteminin doğru planlanması gerekmektedir (Burstone, 1962).

Ortodontide diş hareketleri yalnızca kron kısmın yer değiştirmesi ile sınırlı değildir; kökün hareketi ve çevre dokuların reaksiyonu da tedavi sonucunu doğrudan etkiler. Bu nedenle, sadece dişin nereye gideceği değil, nasıl bir hareket paterniyle o noktaya ulaşacağı da önemlidir. Diş hareketleri arasında kontrollü ve kontrolsüz tipping, translasyon, rotasyon, intrüzyon, ekstrüzyon ve tork gibi çeşitli tipler yer alır. Her bir hareket tipi, farklı bir kuvvet sistemine ve moment-kuvvet oranına ihtiyaç duyar. Bu hareket türlerinin anlaşılması, hem tedavi planlamasında hem de tedavi sırasında uygulanacak biyomekanik stratejilerin belirlenmesinde kritik öneme sahiptir (Tanne ve ark., 1991).

1.3.1 Kontrolsüz Tipping

Tipping, en sık gözlenen ve en kolay elde edilen diş hareketlerinden biridir. Bu hareket tipinde, dişin kron kısmı kuvvet yönünde hareket ederken, kök kısmı ters yönde daha az miktarda yer değiştirir. Kuvvet, dişin direnç merkezinden geçmediği için moment oluşur ve bu durum dişin eksenini etrafında dönmesine neden olur. Kontrolsüz bir hareket olduğundan, kök pozisyonunun istenildiği gibi yönlendirilmesini sağlamaz (W. Proffit ve ark., 2019).

1.3.2 Kontrollü Tipping

Kontrollü tipping, moment/kuvvet (M/F) oranının artırılması ile kökün daha az hareket etmesi ve kronun daha belirgin bir şekilde yer değiştirmesi şeklinde tanımlanır. Bu durumda kök, nispeten daha sabit kalırken kron yön değiştirmektedir. Özellikle sınırlı kök hareketi istenen klinik durumlarda tercih edilir (Graber ve ark., 1994).

1.3.3 Rotasyon

Dişin kendi eksenini etrafında dönmesi olarak tanımlanır. Özellikle oval ya da yuvarlak şekilli premolar ve kesici dişlerde yaygın olarak görülür. Rotasyonun ortadan kaldırılması zordur ve çoğu zaman nüks eğilimi gösterir, bu nedenle sabit pekiştirme gerektirebilir (W. Proffit ve ark., 2019).

1.3.4 Translasyon

Dişin hem kök hem kron kısmının aynı yönde ve eşit miktarda hareket etmesidir. Bu, en ideal ve en kontrollü diş hareketi türüdür ancak yüksek moment/kuvvet oranı gerektirir. Dişin direnç merkezinden geçen kuvvet hattı sağlanmalı veya dengeleyici moment uygulanmalıdır. Bu tür hareket genellikle dişin dikey yönde intrüzyonu veya retraksiyon gibi durumlarda hedeflenir (Tanne ve ark., 1991).

1.3.5 İntrüzyon

İntrüzyon, dişin alveol boyunca çene kemiği içine doğru hareket etmesiyle tanımlanır. Ortodontik tedavilerde gerçekleştirilmesi en zor olan hareket türlerinden biridir. Bu harekette kuvvet, doğrudan diş apeksi çevresindeki dar bir alana uygulandığı için, minimum düzeyde ve sürekli kuvvetlerin tercih edilmesi gereklidir (Proffit ve ark., 2007).

1.3.6 Ekstrüzyon

Ortodontik ekstrüzyon, teorik olarak PDL bölgesini sıkıştırmaksızın yalnızca gerilme oluşturarak gerçekleşen bir diş hareketidir. Bu hareket tipinde, dişle birlikte alveolar kemiğin de hareket etmesi amaçlandığından, uygulanan kuvvetlerin şiddetli olmaması büyük önem taşır. Çünkü saf gerilme içeren bir ekstrüzyon hareketinde, yüksek kuvvetler doku hasarına yol açabilir (Proffit ve ark., 2007).

1.3.7 Tork

Ortodontik tedavi sürecinde kökün alveol içerisindeki kontrollü hareketi, tork olarak tanımlanır. Tork uygulaması, diş üzerinde belirli bir rotasyon etkisi oluşturur (Kuhlberg & Nanda, 2005). Bu hareket tipinde rotasyon merkezi dişin kron kısmında yer alır. Uygulanan kuvvet sonucunda kök labiolingual yönde hareket ederken, kron ise bu hareketin ters yönünde sınırlı bir yer değiştirme gösterir (Ülgen, 1993).

1.4 Ortodontide Optimal Kuvvet

Ortodontik kuvvet, dişleri hareket ettirmek amacıyla uygulanan ve genellikle ortopedik kuvvetlere kıyasla daha düşük seviyede kalan kuvvetler olarak tanımlanmaktadır. Buna karşın ortopedik kuvvetlerin daha yüksek şiddette olup, günde 12–16 saat boyunca uygulandığında, diş yoluyla maksillofasiyal kompleks üzerinde iskeletsel etkiler oluşturabildiği kabul edilmektedir (Daskalogiannakis, 2002).

Ortodontik tedavide hedeflenen ideal kuvvet düzeyi, kapiller basınca yakın olan düşük şiddetteki kuvvetlerdir. Bu tür kuvvetler, dişin baskı tarafında kemik yıkımı (rezorpsiyon), çekilme (gerilim) tarafında ise yeni kemik oluşumu ile karakterizedir (Schwarz, 1932). Dişin hareketi, PDL'nin sıkışma bölgelerinde gerçekleşen rezorpsiyon ve gerilme alanlarında oluşan kemik yapımı ile sağlanır. Ortodontik kuvvetlerin uygulanması, periodontal aralıkta kan akışını ve elektrokimyasal dengeyi bozar; bu durum, kemikte yeniden şekillenmeyi başlatan biyokimyasal ve hücrel reaksiyonların ortaya çıkmasına neden olur (Toms ve ark., 2002).

Optimal ortodontik kuvvet, dişin istenilen pozisyona mümkün olan en hızlı şekilde, hastada rahatsızlık ya da doku hasarı oluşturmada hareket ettirilmesini sağlayan kuvvet olarak kabul edilir. Bu kuvvetin belirlenmesinde, dokulara zarar vermeyecek ve kök yapısını zorlamayacak uygun biyomekanik stratejiler

kullanılmalıdır. Ancak pratikte ideal hareket nadiren gerçekleşir; genellikle kuvvetin dağılımı homojen olmadığından, hareket devrilme ve dikleşme gibi karmaşık biçimlerde ortaya çıkar. Bazı bölgelerde aşırı kuvvet, PDL'deki hücrelerin kaybına yol açan hiyalinizasyona neden olur. Bu bölgeler karakteristik olarak buzlu cam görünümündedir. Ancak zamanla kuvvet azaltıldığında ve sağlıklı hücreler bu alanı yeniden doldurduğunda durum düzelir. Bu süreçte, klasik frontal (direkt) rezorpsiyondan farklı olarak indirekt rezorpsiyon gelişir. Bu nedenle, ortodontik tedavilerde hafif kuvvet kullanımı daha çok tercih edilmekte ve bu düşük şiddetli kuvvetlerin dahi etkili diş hareketi oluşturabildiği bildirilmektedir (Reitan, 1957).

Geleneksel olarak kuvvetler hafif ve ağır olarak iki gruba ayrılmakta; fizyolojik açıdan daha uygun olanın hafif kuvvetler olduğu düşünülmektedir. Burstone kuvvetlerin hiçbir zaman PDL boyunca eşit dağılmadığını bildirmiştir. Storey ise uygulanan kuvvetin şiddeti düşük olsa dahi belli düzeyde doku travmasına neden olabileceğini belirtmiştir. Ayrıca günümüzde mevcut teknolojiler, diş kökünün farklı bölgelerine uygulanan kuvvetleri hassas biçimde ölçmekte yetersiz kalmaktadır. Bu nedenle klinik uygulamalarda direkt rezorpsiyonu uyaran hafif kuvvetlerin tercih edilmesi önerilmektedir. Zira aşırı kuvvetler, genellikle PDL'de nekroza, hiyalinizasyona ve dolaylı kemik yıkımına neden olmakta ve bu durum kök rezorpsiyonu ile ilişkilendirilmektedir (Reitan, 1957).

Kuvvet türlerine ilişkin yapılan deneysel çalışmalar, aralıklı olarak uygulanan kuvvetlerin, sürekli kuvvetlere göre daha yoğun kemik remodelingine yol açtığını göstermektedir. Klinik uygulamada bu tarz kuvvetlerin devamlılığı zor olsa da, günlük yaşamda çiğneme esnasında oluşan okluzal temasların da benzer biçimde kemikte sağlıklı bir dönüşüm başlatabileceği düşünülmektedir (Ren & Vissink, 2008).

Optimal ortodontik kuvvet kavramı tarihsel süreçte evrim geçirmiştir. Schwarz, 1932'de yaptığı tanımda, kapiller damar basıncına yaklaşan, ancak damar tıkanıklığına neden olmayan kuvvetlerin optimal olduğunu ifade etmiştir. Ona göre çok düşük kuvvetler biyolojik yanıt oluşturmazken, aşırı kuvvetler doku yıkımı ve nekrozla sonuçlanır; bu da direkt rezorpsiyonu engeller (Schwarz, 1932). Oppenheim ve Reitan PDL içinde hücresiz bölgeler gözlemlemiş ve bu nedenle hafif kuvvetlerin kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır. Storey ve Smith ise,

kanin dişlerinin distal hareketini inceledikleri çalışmalarında optimal basınç aralığının 150–200 gram arasında olduğunu ve bu aralıkta maksimum diş hareketi elde edildiğini bildirmişlerdir. Ancak bu eşiğin altındaki kuvvetlerin yetersiz olduğu, üzerindeki kuvvetlerin ise hareket hızını düşürdüğü gözlemlenmiştir (W. R. Proffit ve ark., 2019a; Ren ve ark., 2003).

1.5 Sınıf II Maloklüzyonlar

1.5.1 Sınıf II Maloklüzyonların Sınıflandırılması

Ortodontide maloklüzyonların sınıflandırılması ilk olarak 1899 yılında Edward H. Angle tarafından yapılmıştır. Angle’ın sınıflaması, üst ve alt birinci molar dişlerin sagittal düzlemdeki kapanış ilişkilerine dayanmaktadır. Bu sistemde, üst birinci molar diş “oklüzyon anahtarı” olarak kabul edilmiş ve alt birinci moların bu dişe göre konumu esas alınarak sınıflama gerçekleştirilmiştir. Üst birinci molar sabit referans noktası olarak kabul edilmiş ve bu dişin meziobukkal tüberkülünün, alt birinci moların median oluğu ile temas etmesi durumunda, bu kapanış ilişkisi normal ya da Sınıf I kapanış olarak tanımlanmıştır. Alt birinci molar, üst birinci molarlara göre daha distal pozisyonda yer alıyorsa bu durum Sınıf II kapanış; daha mezialde konumlanmışsa Sınıf III kapanış olarak adlandırılmıştır (Angle, 1899).

1.5.2 Sınıf II Divizyon I Maloklüzyon

Sınıf II Divizyon 1 olgularında, üst çene genellikle alt çeneye göre daha önde konumlanır ve bu da dışbükey bir yüz profili ile kendini gösterir. Dinlenme pozisyonunda alt ve üst dudaklar arasında temas bulunmaz; alt dudak, üst kesici dişlerin gerisinde konumlanır. Üst dudak ise çoğu zaman kısa ve yetersiz gelişmiştir (Enlow ve ark., 1996).

Dental açıdan değerlendirildiğinde, üst kesici dişlerin labiale doğru açılarının arttığı ve bunun sonucunda belirgin bir overjet olduğu dikkat çeker. Mandibular kesici dişlerde retrüzyon eğilimi görülürken, keserler arası açı artmış ve molar dişlerde mezial kaymalar rapor edilmiştir (Kirschneck ve ark., 2013).

1.5.3 Sınıf II Divizyon II Maloklüzyon

Sınıf II Divizyon 2 maloklüzyonlar, alt birinci molarların üst birinci molarlara göre daha posterior konumlandığı, aynı zamanda üst kesici dişlerin belirgin şekilde dik konumlandığı bir oklüzal ilişki biçimi olarak tanımlanır (Sassouni, 1969; Yousefian ve ark., 2006). Bu olguya sıklıkla maksiller kesici dişlerde retroklinasyon, brakisefalik yüz paternine eğilim, derin kapanış gibi karakteristik morfolojik özellikler eşlik eder (Yousefian ve ark., 2006).

Sefalometrik açıdan değerlendirildiğinde, bu bireylerde mandibular düzlem açısının düşük olduğu, palatal ve mandibular düzlemler arasında paralelliğin korunduğu ve anterior yüz yüksekliğinin azaldığı gözlemlenir. Sınıf II Divizyon 2 bireylerde yüz büyümesi büyük ölçüde tamamlanmışsa ancak durum çok şiddetli değilse, tedavi genellikle kamuflaj gibi yaklaşımlarla sınırlı kalır. Ancak büyümenin tamamlandığı ve maloklüzyonun şiddetli olduğu durumlarda, fonksiyonel ve estetik sorunların etkin şekilde giderilebilmesi için ortognatik cerrahiye başvurulması gerekebilir (Arvystas, 1990; Peck ve ark., 1998).

Bu maloklüzyon tipine sahip bireylerin büyük çoğunluğunda hipodiverjan yüz tipi bildirilmiştir (Pancherz ve ark., 1997; Peck ve ark., 1998).

Bu maloklüzyon grubunun ayırt edici özelliklerinden biri de derin örtülü kapanıştır (Godiawala & Joshi, 1974; Yousefian ve ark., 2006). Üst kesici dişlerin palatinal, alt kesici dişlerin ise linguale eğimli olması sonucu, bu iki grup dişin uzun eksenleri arasındaki açı (interinsizal açı) belirgin biçimde artar (Brezniak ve ark., 2002; Mills, 1973). Ayrıca bu bireylerde derin spee eğrisi ve artmış overbite nedeniyle, maksiller kesici dişlerin palatinal dişetlerinde travmatik etkiler gözlenebildiği de çeşitli araştırmalarla bildirilmiştir (Chen ve ark., 2004; Katsavrias, 2006).

1.6 Sınıf II Maloklüzyonların Tedavi Seçenekleri

Sınıf II maloklüzyonların tedavi planlaması, birçok klinik ve bireysel faktörün dikkatle değerlendirilmesini gerektirir. Alt ve üst çeneler arasındaki uyumsuzluğun derecesi, hastanın kronolojik yaşı, dişsel ve iskeletsel yapıların durumu, yumuşak dokuların özellikleri, büyüme ve gelişim evresi, maloklüzyonun kökeni, hastanın tedaviye motivasyonu ve beklentileri gibi etkenler tedavi yaklaşımını doğrudan etkiler (Graber ve ark., 1994; Pancherz, 2000).

1.6.1 Fonksiyonel Tedavi

Fonksiyonel tedaviler, kraniyofasiyal gelişim sürecini yönlendirerek iskeletsel uyumsuzlukları düzeltmeyi hedefleyen bir ortodontik tedavi yöntemidir. Bu yöntemin uygulanması için en uygun zaman dilimi hâlâ tartışmalı bir konu olmakla birlikte, birçok klinik karar kraniyofasiyal büyümenin hız ve dönemine dayalı olarak verilmektedir (Proffit ve ark., 2006). Bu kararlar, fonksiyonel apareylerin veya ekstraoral traksiyonun zamanlaması, ortodontik retansiyonun süresi ve yöntemi ile ortognatik cerrahiye başlama zamanı gibi önemli tedavi adımlarını kapsamaktadır (King ve ark., 2003; Tulloch ve ark., 2004).

Sınıf II maloklüzyonlar, sagittal yöndeki iskeletsel ilişkideki bozulmanın derecesine, hastanın yaşına ve tedaviye uyum durumuna göre farklı yaklaşımlarla tedavi edilebilmektedir. Bu maloklüzyonun tedavisinde hem tek aşamalı hem de iki aşamalı protokoller etkili bulunmuştur. Tek aşamalı yaklaşım, genellikle ikinci molarların sürmesinden sonra sabit ortodontik tedavi ile birlikte elastik kullanımı veya ekstraoral aygıtlar ile uygulanır. Buna karşılık iki aşamalı tedavi planında, ilk olarak karışık dişlenme döneminde fonksiyonel apareylerle tedaviye başlanır, ardından sabit apareylerle tamamlayıcı bir ikinci aşama gerçekleştirilir (King ve ark., 2003; Tulloch ve ark., 2004).

İskeletsel Sınıf II maloklüzyonların büyüme yönlendirmesiyle tedavisinde kullanılan başlıca apareyler arasında headgear, bionatör, aktivatör, twin blok, Herbst ve Frankel II regülatör yer almaktadır. Headgear, maksillaya posterior yönlü ekstraoral kuvvet uygulayarak, maksiller büyümeyi baskılamayı amaçlar. Bu sayede mandibulanın büyüme potansiyeli korunarak, üst çene ile alt çene arasındaki iskeletsel denge sağlanmaya çalışılır (Proffit ve ark., 2006).

Fonksiyonel apareyler ise mandibulayı öne ve aşağıya doğru konumlandırarak, mandibular büyümeyi destekleyecek şekilde tasarlanmıştır. Bu apareyler, anormal kas aktivitesini düzenleyerek hem maksilla hem de mandibula üzerindeki olumsuz kuvvetleri ortadan kaldırır. Aynı zamanda kondilin fossadan daha ileri konumlanmasını sağlayarak kondiler büyümeyi teşvik edebilir. Maksilla üzerinde etkileri sınırlı da olsa maksiller büyümeyi baskılayıcı etkiler gözlenmiştir (Proffit ve ark., 2006).

Fonksiyonel apareylerin dentoalveolar düzeydeki etkileri ise genellikle üst kesici dişlerde retrüzyon ve alt kesici dişlerde protrüzyon yönünde olur. Sabit tipteki fonksiyonel apareylerde bu etkiler daha belirgin hale gelir çünkü bu aygıtlar sürekli kuvvet uygulama özelliğine sahiptir. Ayrıca, Herbst apareyinin posterior dişlerde intrüzyona neden olduğu da bildirilmiştir. Bu tip apareyler, mandibular posterior dişlerin ekstrüzyonuna katkı sağlayarak Spee eğrisinin düzeltilmesinde ve alt kesici dişlerin aşırı erüpsiyonunun önlenmesinde etkili olabilir (Proffit ve ark., 2006).

1.6.2 Kamufraj Tedavisi

Kamufraj tedavisi, iskelet yapıda bir değişiklik yapmaksızın, sadece dişlerin konumunu değiştirerek fonksiyonel bir kapanış ve estetik bir görünüm elde etmeyi amaçlayan bir ortodontik yaklaşımdır. Bu tedavi yöntemi, diş çekimi yapılarak ya da çekimsiz olarak iki farklı şekilde uygulanabilir (Bondemark ve Karlsson, 2005).

Diş çekimi ile yapılan kamufraj tedavisinde, çoğunlukla üst çenede birinci premolar dişler çekilir. Bu sayede kanin ve kesici dişler geriye alınarak artmış overjet azaltılır ve molarlar arası ilişki düzeltilmeye çalışılır. Çekimsiz kamufraj tedavisinde ise, gerekli boşluklar genellikle dentoalveolar distalizasyon gibi mekanikler yardımıyla sağlanır (Bishara & Ziaja, 1989) .

1.6.3 Ortognatik Cerrahi

Büyüme potansiyeli olmayan, iskeletsel bozukluğu ileri düzeyde seyreden ve kamufraj tedavisine uygunluğu bulunmayan olgularda; dentofasiyal ve iskeletsel yapıların yeniden konumlandırılması amacıyla ortognatik cerrahi yöntemler tercih edilmektedir (Godiawala & Joshi, 1974).

Sınıf II maloklüzyonun çok şiddetli olduğu durumlarda ve bazı konjenital deformitelerde distraksiyon osteogenezi de kullanılmaktadır. Bu yöntem kontrollü olarak birbirinden germe kuvvetiyle uzaklaştırılan iki kemik parçası arasında kademeli bir şekilde yeni kemik oluşumudur (Cano ve ark., 2006).

1.7 Maksiller Molar Distalizasyon Yöntemleri

1.7.1 Ekstraoral Distalizasyon Yöntemleri

Maksillanın ileri yönlü büyümesini frenlemek ve maksiller dişlerin distale hareketini sağlamak ya da öne doğru ilerlemesini engellemek amacıyla kullanılan ağız dışı aygıtlar “headgear” olarak adlandırılmaktadır (Kingsley, 1888). Headgearlerin, maksillanın anterior yöndeki büyümesini kısıtlama ve üst çene dişlerini posterior yönde hareket ettirme amacıyla uzun süredir kullanıldığı bilinmektedir (Bolla ve ark., 2002).

Çalışmalardan elde edilen bulgular, servikal headgearlerin molar distalizasyonu ile birlikte molar dişlerde ekstrüzyona, oksipital headgearlerin ise distalizasyonla beraber molar intrüzyonuna neden olduğunu göstermektedir. Ayrıca kombine headgearlerin daha çok sagittal etkiler ortaya koyduğu ve molar dişlerde belirgin distalizasyon sağladığı rapor edilmiştir (Langlade & Strohmenger, 1985).

1.7.2 İnteraoral Distalizasyon Yöntemleri

1.7.2.1 Açık Sarmal Yaylar

Açık sarmal yaylar, sıkıştırıldıklarında iki yöne itici kuvvet oluşturarak diş hareketine olanak tanır. İçerdikleri tel sayısı arttıkça daha hafif ama etkili kuvvet üretirler (Chaconas ve ark., 1984).

Gianelly ve ekibi, 100 gram kuvvetle 8–10 mm aktive edilmiş nitinol açık yaylar kullanarak ayda 1–1.5 mm molar distalizasyonu sağlamıştır (Gianelly ve ark., 1991). Pieringer ve arkadaşları ise açık sarmal yaylarla distalizasyon yaptıkları çalışmada 3–18 ay süren tedaviyle 5–10 mm arası distalizasyon ve üst kesicilerde 6° labial tipping raporlamıştır. Bu çalışmada ayrıca açık sarmal yaylar ile mıknatısları karşılaştırmışlar ve yayların daha fazla hareket sağlandığını belirtmişlerdir (Pieringer ve ark., 1997).

1.7.2.2 Mıknatıslar

Manyetik kuvvetlerle yapılan molar distalizasyonu, hasta iş birliği gereksinimini minimuma indirmenin yanı sıra fizyolojik ve kontrollü kuvvet uygulanabilmesi gibi avantajlar sağlar. Bu sistemlerde sürtünme oldukça düşüktür ve tedavi süresi kısa tutulabildiğinden, çürük ve dişeti sorunları gibi komplikasyonların görülme riski de azalır (Bondemark & Kurol, 1992).

Gianelly ve arkadaşları, modifiye Nance apareyinden destek alarak kullandıkları mıknatıslarla 8 hastada molar distalizasyonu sağlamış ve ayda yaklaşık 2–2,5 mm distalizasyonla sınıf I molar ilişkisi elde etmişlerdir. Üst 1. molar ve 2. Premolar arasında oluşan boşluğun büyük kısmının molar distalizasyonuna, kalanın ise premolarların meziale hareketine bağlı olduğu belirtilmiştir (Gianelly ve ark., 1991).

Bondemark ve Kurol ise birinci ve ikinci molarları aynı anda distale hareket ettirmiş ve 16,6 haftalık süreç sonunda 4,2 mm ortalama distalizasyon sağlamışlardır (Bondemark & Kurol, 1992).

1.7.2.3 Süperelastik Nitinol Teller

NiTi süperelastik teller, düşük kuvvetle devamlı basınç oluşturarak fizyolojik sınırlar içinde diş hareketini destekler. Locatelli ve arkadaşları bu tellerle ayda 1–2 mm'lik molar distalizasyon sağlamışlardır (Locatelli ve ark., 1992).

Basdra ve ekibi erişkin bireylerde bu sistemi kullanarak mandibular posterior rotasyon tespit etmiştir (Basdra ve ark., 1996). Gianelly ise açık yaylarla

benzer sonuçlar verdiğini ve her iki yöntemde de ankraj kaybının olabildiğini bildirmiştir (Gianelly ve ark., 1989).

1.7.2.4 Wilson 3B Distalizasyon Arkı

Wilson ve Wilson tarafından geliştirilen 3B bimetrik sistemde açık sarmal yaylar elgiloy telinden bükülerek kuvvet kaynağı oluşturur. Sisteme alt molardan üst kanine uzanan Sınıf II elastikler eklenerek kuvvet desteği sağlanır. Elastik yük azaltımı prensibine göre kuvvet zamanla düşürülerek kontrollü bir hareket sağlanır (Wilson & Wilson, 1987).

Bu sistemle yapılan tedavilerde molarların paralel şekilde distalize edildiği, alt kesici dişlerin etkilenmediği ve tedavinin ortalama 6–10 hafta sürdüğü belirtilmiştir. Bazı çalışmalarda üst molarlarda devrilme, kesici dişlerde protruziyon ve overjet artışı gibi değişiklikler gözlemlenmiştir (Wilson & Wilson, 1984).

1.7.2.5 K Loop

Kalra'nın tasarladığı bu sistemde 0.017 x0.025 inç TMA tel ile “K” şekilli çift halkalı segmental ark oluşturulur. Bu ark molar ve premolar arasına yerleştirilerek aktive edilir. Her biri 2 mm olan iki aktivasyonla toplamda 4 mm distalizasyon elde edilebilir. Kolların 20° açılı yerleştirilmesiyle devrilmeler kontrol altına alınır. Ankraj için modifiye Nance apareyi kullanılır (Kalra, 1995).

1.7.2.6 Transpalatal Ark

Transpalatal arklar sınırlı distalizasyon sağlar. Haas ve Cisneros, bu sistemin düşük kuvvetle molarları distale devirebildiğini belirtmiştir (Haas & Cisneros, 2000). Toe-in bükümlerle aktive edilip rotasyonlar düzeltilebilir (Sfondrini ve ark., 2002). TMA materyali kullanıldığında asimetric distalizasyon mümkündür (Mandurino & Balducci, 2001).

1.7.2.7 Pendulum Apareyi

Hilgers tarafından tasarlanan pendulum apareyi, üst birinci molarların distale hareketini sağlamak amacıyla geliştirilmiş ağız içi bir mekanizmadır. Sistem, akrilik bir Nance butonu ve bu butona lehimlenmiş 0.032 inç kalınlığında TMA yaylardan oluşur. Yaylar, üst molarların palatinal tüplerine oturtularak kuvvet iletimi sağlanır (Hilgers, 1992).

Yaylar yaklaşık 90° açıyla aktive edilir. Ancak ağız içine yerleştirildiğinde aktivasyonun bir kısmı kaybolur ve ortalama 60° net aktivasyon kalır. Bu durumda sistem, tek taraflı yaklaşık 230 gramlık bir kuvvet üretmektedir. Bu kuvvet

sayesinde molar distalizasyonu sağlanırken, yay uçlarına yapılan bükümlerle rotasyonel kontrol de elde edilebilir (Hilgers, 1992).

Klinik uygulamalarda üst birinci molarların distobukkal yönde devrilerek distale hareket ettiği, ikinci premolarların meziale kaydığı ve üst kesici dişlerde labial proklinasyon ile birlikte overjet artışı olduğu raporlanmıştır. Ayrıca, bu hareketler sırasında alt yüz yüksekliğinde artış ve alt çenede geriye doğru rotasyon meydana geldiği belirtilmiştir (Bussick & McNamara Jr, 2000; Byloff & Darendeliler, 1997; Ghosh & Nanda, 1996a).

Pendex, bu sistemin genişletme vidası eklenmiş modifiye versiyonudur. Bu vida sayesinde aynı zamanda transvers yönde genişletme elde edilerek çene darlığı olan hastalarda avantaj sağlar. Ayrıca, ileri vakalarda her iki molara birden yay uygulanarak hareketin dengeli olması sağlanabilir. Taner ve arkadaşlarının yaptığı karşılaştırmalı bir çalışmada, pendex sistemi ile servikal headgear karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada, pendex grubunda tedavi süresi ortalama 7,3 ay, servikal headgear grubunda ise 11,3 ay olarak belirlenmiştir. Ayrıca pendex sisteminde ön dişlerde anlamlı miktarda devrilme meydana gelmiş, molar bölgede ise vertikal yönde anlamlı bir hareket saptanmamıştır. Bu bulgular, pendex apareyinin daha kısa sürede etkin distalizasyon sağladığını; ancak anterior bölgede bazı istenmeyen etkilerin ortaya çıkabileceğini göstermektedir (Taner ve ark., 2003).

1.7.2.8 Jones Jig Apareyi

Jones ve White tarafından geliştirilen Jones Jig, segmental bir ark yapısı ve entegre edilmiş açık sarmal yaylardan oluşan intraoral bir distalizasyon sistemidir. Bu sistemde kuvvet kaynağı, pasif haldeki Nance apareyine sabitlenmiş açık sarmal yaylardır. Genellikle 70–75 gramlık kuvvet üretmek üzere 1–5 mm arasında aktive edilir. Aktivasyonlar, tedavi boyunca genellikle 4–5 haftalık aralıklarla tekrarlanır (Jones & White, 1992).

Jones Jig uygulaması ile tedavi edilen olgularda, üst birinci molarlarda distale devrilme, ekstrüzyon ve distopalatinal rotasyon görülebilir. Ayrıca ikinci premolarların mezial yönde devrilmesi ve öne hareket etmesi yaygındır. Anterior kesici dişlerde labial devrilme (proklinasyon) ve overjet artışı gözlemlenebilir. Bu sistemin etkisiyle alt çenede aşağı ve geriye doğru rotasyon da meydana gelebilir. Mandibular düzlem açısındaki bu değişim, dik yönde büyümeye eğilimli bireylerde istenmeyen etkiler oluşturabilir (Gulati ve ark., 1998; Runge ve ark., 1999).

Haydar ve Üner, Jones Jig apareyini servikal headgear ile karşılaştırmış ve Jones Jig'in daha kısa sürede sonuç verdiğini, ancak anlamlı düzeyde ankraj kaybına neden olduğunu vurgulamışlardır. Bu nedenle, Jones Jig kullanımında ankraj sistemlerinin dikkatle planlanması gerektiği ifade edilmiştir (Haydar & Üner, 2000).

1.7.2.9 Distal Jet Apareyi

Carano ve Testa tarafından geliştirilen Distal Jet sistemi, üst molarları distale doğru hareket ettirmek için intraoral olarak kullanılan ve anterior bölgede yer alan modifiye Nance butonu ile desteklenen bir apareydir. Bu sistemin amacı, özellikle molarların devrilmeden, gövdesel olarak distale hareketini sağlamaktır. Apareyin arka kısmında yer alan tüpler, üst birinci molarların palatinal tüplerine bağlanır. Ön kısımda, gövde şeklinde tasarlanan Nance butonunun akrilik yapısı, ankraj sağlar. Kuvvet kaynağı olarak, genellikle yaklaşık 240 gramlık nikel-titanyum açık sarmal yaylar kullanılır. Bu yaylar pasif haldeyken bile sabit bir kuvvet üretir, böylece kesintisiz diş hareketi sağlanır (Carano, 1996).

Ngantung ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, Distal Jet ile sınıf II molar ilişkiler ortalama 6,7 ay gibi bir sürede düzeltilebilmiştir. Bu sistemde kuvvet, molar dişlerin direnç merkezine oldukça yakın bir noktadan uygulandığı için devrilme minimum seviyede tutulur ve molarların paralel şekilde distale kayması sağlanır (Ngantung ve ark., 2001).

Bolla ve ekibi, sabit ortodontik tedavi ile birlikte Distal Jet sistemini kullanarak ortalama 3,2 mm'lik bir distalizasyon elde ettiklerini bildirmiştir. Bu hareket sırasında birinci molarlarda yaklaşık 3,1° distale devrilme saptanmıştır. Ayrıca birinci premolarlarda mezial kayma ve devrilme, üst kesici dişlerde ise labial devrilme ve proklinasyonla birlikte overjet artışı gözlemlenmiştir (Bolla ve ark., 2002).

Chiu ve arkadaşları, Distal Jet sistemini Pendulum apareyi ile karşılaştırmışlardır. Yapılan karşılaştırmada Pendulum sisteminin daha fazla diş hareketi sağladığı, ancak Distal Jet'in daha kontrollü bir hareket sunduğu; buna karşın daha fazla ankraj kaybına neden olduğu tespit edilmiştir (Chiu ve ark., 2005).

1.7.2.10 Keleş Slider

Keleş Slider, hem tek taraflı hem de çift taraflı üst molarların distal yönlü hareketini sağlamak amacıyla geliştirilmiş bir apareydir. Yapısal olarak, ön ısırma düzlemine sahip bir Nance akriliği içerir. Bu yapı, üst birinci molarların palatinal

yüzeylerine lehimlenen tüplere bağlanan 0,036 inçlik tel çubuklar ve bu çubuklara kuvvet uygulayan güçlü NiTi açık sarmal yaylardan oluşmaktadır. Ayrıca sistemdeki yayları aktif hale getirmek amacıyla vidalar da kullanılmaktadır. Keleş Slider'ın ön ısırma düzlemine sahip Nance butonu, posterior bölgede disklüzyon oluşturarak molarların daha hızlı ve etkin biçimde distalize edilmesini sağlamaktadır. Aynı zamanda bu ön ısırma düzlemi, derin kapanış sorunu olan bireylerde anterior bölgedeki kapanış probleminin giderilmesine de katkıda bulunur. Nance akriliği genellikle maksiller birinci premolar dişlere ait bantlara sabitlenmiştir. Bu sayede, ikinci premolar dişlerin transseptal lifler aracılığıyla distal yönde hareket etmelerine olanak tanınmaktadır (Keles, 2001; Keles ve ark., 2002).

1.7.2.11 Carriere Distalizasyon Apareyi

İlk olarak Luis Carriere tarafından 2004 yılında geliştirilen bu aparey maksiller kanin ve birinci molar dişlere çift taraflı olarak yerleştirilen modüler segmental ark yapısı temelinde çalışmaktadır. Özellikle çekimsiz tedavi planlanan sınıf II vakalarda ve brakifasiyal büyüme modeline sahip bireylerde yüksek etkinlik göstermektedir (Carrière, 2004).

Apareyin biyomekanik hedefleri; üst birinci moların palatal kökü etrafında distale dönme hareketi oluşturmak, distalizasyon sırasında tek tip kuvvetin üretilmesini sağlamak, posterior segmentin kaninden molarlara kadar tek bir ünite gibi hareket etmesini mümkün kılmak, geleneksel yöntemlerdeki tel değişimi ve aktivasyonlara bağlı yan kuvvetleri ortadan kaldırmak, periodontal doku tepkilerini en aza indirerek tedavi sürecinde biyolojik uyumu artırmaktır (Carrière, 2004).

Carriere Distalizasyon Apareyi nikel içermeyen paslanmaz çelikten üretilmekte olup, metal enjeksiyon kalıplama yöntemiyle şekillendirilmiştir. Sistem, iki ana taban içerir. Molar taban, aşağı-yukarı ve bukkal-lingual yönlü hareketi mümkün kılan bir ekleme sahiptir. Kanin tabanında ise elastik kullanımına yönelik bir kanca bulunur. Bu kanca, gerekli durumlarda kanin yerine birinci premolar dişe de yerleştirilebilir. Molar tarafta yer alan eklemler mekanizma, yön kontrolünü kolaylaştırırken, dişler üzerinde tork kontrolü sağlanmasına da katkı sunar (Carrière, 2004).

Aparey, intermaksiller sınıf II elastikleri ile birlikte kullanıldığından hasta iş birliği bu tedavi şeklinin başarısı açısından kritik önemdedir. Tedavi başlangıcında apareyin takılması sayesinde hasta motivasyonu ve uyumu daha

yüksek olabilmektedir. Mandibular ankrajı güçlendirmek amacıyla lingual ark, tam ark braketleme, şeffaf plak ya da mini vidaların kullanılması önerilir. Düşük açılı hastalarda elastiklerin 24 saat süreyle kullanılması tavsiye edilirken; yüksek açılı bireylerde bu süre 14 saat ile sınırlandırılmalıdır (Carrière, 2004).

Attia ve ark. bu apareyin sınıf II bireylerde faringeal hava yolu üzerine etkisini konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ile incelemiştir. 20 yetişkin hasta çalışmaya dahil edilmiş; tedavi öncesi ve sonrası faringeal hava yolu hacmi ve minimum kesit alanı değerlendirilmiştir. Tedavi sonrasında toplam hava yolu hacmi ve minimum kesit alanında artış tespit edilmiştir (Attia ve ark., 2019).

1.7.3 Kemik Destekli Distalizasyon Yöntemleri

Sınıf II maloklüzyonların tedavisinde geleneksel distalizasyon teknikleri kullanıldığında bazı zorluklarla karşılaşmaktadır. Bu zorlukların temel kaynağı, ankrajın dişler ya da dentoalveolar yapılardan sağlanmasına bağlı olarak ortaya çıkan sınırlamalardır. Bu nedenle, istenmeyen etkileri en aza indirirken ankraj kontrolünü artırmak için mini vidalar ve mini plaklar, klasik distalizasyon yöntemlerine çağdaş alternatifler olarak gündeme gelmiştir (Sugawara ve ark., 2006; Yamada ve ark., 2009).

Ortodontik tedavilerde minimum hasta iş birliği gerektiren ve maksimum düzeyde ankraj kontrolü sağlayan yöntemlere duyulan ihtiyaç, mini vida destekli ortodontik tedavilerin gelişmesini teşvik etmiştir. Osseointegrasyonlu dental implantlar, maloklüzyonların düzeltilmesinde etkili ankraj sağlamasına rağmen, büyük boyutları nedeniyle uygulama alanları sınırlı kalabilmektedir (Roberts ve ark., 1996). Mini plaklar, mini vidalara göre daha kararlı bir yapı sunsa da bu apareylerin uygulanması için flep cerrahisi gerekliliği, ödem, ağrı ve rahatsızlık gibi olumsuzluklara yol açarak hasta konforunu azaltmaktadır (Chen ve ark., 2007). Buna karşın, mini vidalar hem düşük maliyetli olmaları hem de cerrahi olarak kolay bir şekilde yerleştirilip çıkarılabilmeleri nedeniyle günümüzde en yaygın olarak tercih edilen geçici ankraj aygıtlarıdır. Kompakt boyutları sayesinde interdental bölgeler de dahil olmak üzere birçok farklı anatomik alanda kullanılmaları mümkündür (Yu ve ark., 2014).

Mini vidaların ortodontik kullanımı ilk kez Creekmore ve Eklund tarafından gerçekleştirilmiştir. Araştırmacılar, 25 yaşındaki derin kapanışa sahip bir kadın hastada, anterior nazal spina bölgesine cerrahi yöntemle yerleştirdikleri vityum vidalar ile ilk uygulamayı yapmışlardır. Bu vidalar yerleştirildikten sonra 10 gün

boyunca takip edilmiş, herhangi bir olumsuzluk saptanmadığında kuvvet uygulanmaya başlanmıştır. Yaklaşık bir yıl boyunca ağızda kalan bu vidalar sayesinde ortalama 6 mm'lik bir intrüzyon ve 25°'lik lingual kök torku elde edilmiştir. Tedavi süresince vidalarda herhangi bir mobilite gözlenmemiştir. Bu öncü çalışma, mini vidaların ortodontide yaygın biçimde kullanılmasının önünü açmıştır (Creekmore, 1983).

Günümüzde kullanılan mini vidalar, genellikle titanyum veya paslanmaz çelik alaşımlarından üretilmektedir (Papadopoulos & Tarawneh, 2007). Titanyum alaşımlı olanlar, daha biyouyumlu ve elastik yapıdayken; paslanmaz çelik olanlar, özellikle kırılma direnci açısından daha dayanıklıdır (Carano ve ark., 2005). Mini vidalar, farklı başlık tasarımları ve çeşitli uzunluk-çap kombinasyonlarıyla üretilmekte olup, çapları genellikle 1 mm ile 2,3 mm arasında değişmektedir (Costa ve ark., 1998; Miyawaki ve ark., 2003). Daha dar çaplı vidalar, kök temasını azaltmak açısından avantajlıdır (Melsen, 2005). Ancak kırılma riski daha yüksektir (Dalstra ve ark., 2004). Nitekim 1.0 mm çapındaki mini vidalarda başarısızlık oranının daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Miyawaki ve ark., 2003).

Mini vidaların tedaviye başlandıktan hemen sonra yüklenmesi sıklıkla önerilmektedir (Freudenthaler ve ark., 2001; Kyung ve ark., 2003; Melsen & Costa, 2000). Ancak bazı araştırmalar yumuşak dokuların iyileşmesi için yükleme öncesinde iki hafta beklenmesini önermektedir. Her iki uygulama şekliyle de başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Liou ve ark., 2004; Park, 2001).

Mini vidaların genel başarı oranı %50 ile %91 arasında değişmektedir. Bu başarı, vidaların enfeksiyon veya gevşeme olmadan ortodontik kuvvetleri taşıyabilme yeteneği olarak tanımlanır. Miyawaki ve arkadaşları retrospektif analizlerinde peri-implant enfeksiyonların ve yüksek mandibular düzlem açısının başarısızlıkla ilişkili olduğunu belirlemişlerdir. Kalın bukkal kortikal kemiğe sahip bireylerde mekanik tutuculuğun daha iyi olduğu ve mini vidaların stabilitesini artırdığı ileri sürülmüştür (Cheng ve ark., 2004; Miyawaki ve ark., 2003; Tseng ve ark., 2006).

Mini vidalar, maksiller molarların distalizasyonunda sıklıkla palatinal, bukkal interradiküler veya infrazigomatik kret bölgelerine yerleştirilerek doğrudan ya da dolaylı ankraj sağlamak amacıyla kullanılmaktadır (Liou ve ark., 2007; Papadopoulos, 2006).

1.7.3.1 Palatinal Bölgeye Yerleştirilen Mini vida Destekli Distalizasyon Uygulamaları

Son yıllarda, palatinal bölgeye yerleştirilen mini vidalar, maksiller arktaki molar distalizasyonu, anterior segment retraksiyonu, segmental protraksiyon ve molar mezializasyonu gibi birçok ortodontik diş hareketinde yaygın olarak tercih edilmektedir. Mini vidaların bu bölgeye uygulanmasında, yerleştirme alanına erişimin kolay olması, yumuşak dokuda minimal irritasyona neden olması, hareket ettirilmesi planlanan dişlerin yoluna engel oluşturmaması ve yeterli miktar ve kalitede kortikal kemiğe sahip olunması gibi avantajlar etkili olmaktadır (Duran ve ark., 2016; Kim ve ark., 2010).

Kinzing ve arkadaşları tarafından geliştirilen ve paramedian bölgeye yerleştirilen iki mini implanta tutturulan modifiye Distal Jet apareyi literatüre geçmiştir. Bu apareyde palatinal akrilik butonun kaldırılması ağız hijyeni açısından avantaj sağlarken, lokal anestezi altında ön damağın paramedian kısmına yerleştirilen mini vidalar, daha az invaziv bir cerrahi ile uygulanmakta ve işlem sonunda kolaylıkla çıkarılabilmektedir (Kinzing ve ark., 2006).

Wilmes ve arkadaşları tarafından tanıtılan Beneslider apareyi de palatinal bölgeden ankraj olarak maksiller molar distalizasyonunu hedeflemektedir. Bu sistemde, rugalar bölgesine iki mini vida yerleştirilir. Mini vidaların baş kısımlarına yerleştirilen “beneplate” isimli yapılar 0,045 inç kalınlığındaki paslanmaz çelik telin oturmasına imkan tanıyan slotlar içerir. Bu slotlar, kapaklar yardımıyla sabitlenmektedir. Beneplate yapısı anterior bölgede yer alan mini vidalardan posterioara, yani molar bölgeye kadar uzanmakta ve açık sarmal NiTi yaylar, bu yapı ile molar bantlar üzerindeki palatinal oluklara yerleştirilerek distalize edici kuvvet sağlamaktadır (Wilmes & Drescher, 2010).

Nienkemper ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptığı çalışmada, Beneslider apareyi ile tedavi edilen 51 hasta incelenmiştir. Çalışma sonucunda, ortalama 3,6 mm distal yönde paralel molar hareketin sağlandığı, overjette yaklaşık 0,6 mm azalma elde edildiği ve tedavi sırasında herhangi bir ankraj kaybı ya da olumsuz yan etkinin gözlenmediği rapor edilmiştir (Nienkemper ve ark., 2014).

1.7.3.2 İnfracigomatik Bölgeye Yerleştirilen Minividalarla Distalizasyon Uygulamaları

İnfracigomatik kret, anatomik olarak maksillanın zigomatik çıkıntısının altında yer alan ve yoğun kortikal kemik yapısıyla dikkat çeken bir bölgedir.

Maksilla üzerinde kortikal kemik kalınlığı 2 mm'yi geçen üç bölgeden biri olması, bu alanı ortodontik mini vida uygulamaları açısından oldukça uygun hale getirmektedir (Papadopoulos, 2006). Bu anatomik bölgeye ağız içinden ulaşım kolaydır ve çevresinde kritik anatomik oluşumlar bulunmaz. Ayrıca, buraya yerleştirilen ankraj sistemleri, dişlerin köklerinden uzakta konumlandığı için üç boyutta da diş hareketlerini kısıtlamadan kullanılabilir (Papadopoulos, 2006).

Lin ve arkadaşları ortodontik kuvvetlerin taşınmasına uygun, osseöz ankraj sağlayan ve transmukozal olarak kullanılmak üzere tasarlanmış “Ortodontik Mini Ankraj Sistemi” adını verdikleri özel bir kemik vidası geliştirmiştir. Bu mini vidalar saf titanyumdan üretilmiş olup, ön delme işlemi yapılmadan doğrudan yerleştirilmeye olanak tanır ve bu sayede yerleştirme esnasındaki kırılma riskini azaltır. Lin ve Liou 14 mm ve 17 mm uzunluklarındaki bu vidaları özellikle infrazigomatik kret bölgesine yerleştirmek üzere tasarlamıştır (Lin & Liou, 2003). Wu ve arkadaşları bu mini vidaların 500-600 gramlık kuvvetlere dayanabildiğini, vida stabilitesinde herhangi bir sorun yaşanmaksızın headgear benzeri ortodontik etkiler elde edilebildiğini bildirmiştir (Wu ve ark., 2018). Ayrıca, bu bölgeye yerleştirilen mini vidalar kullanılarak sadece molar distalizasyonu değil, kanin distalizasyonu, molar intrüzyonu, En-Masse retraksiyon ve hatta tüm maksiller arkın distalizasyonu da gerçekleştirilebilmektedir (Wu ve ark., 2018).

El-Dawlatly ve arkadaşları 10'u tedavi, 10'u kontrol grubundan oluşan 20 kadın hastayla yürüttükleri çalışmalarında, tedavi grubuna 9 mm uzunluğunda ve 1,8 mm çapında mini vidalar infrazigomatik kret bölgesine yerleştirmiştir. Daha sonra bu mini vidalara; 0.017 x 0.025 inçlik paslanmaz çelik ana ark teli üzerine yerleştirilen ve 0.019 x 0.025 inç paslanmaz çelik düz telden hazırlanan bir sliding jig aracılığıyla, yaklaşık 300 gramlık kapalı sarmal NiTi yaylar yardımıyla kuvvet uygulanmıştır. Yapılan karşılaştırmalar sonucunda tedavi grubunda A noktasında anlamlı düzeyde retrüzyon sağlandığı, maksiller düzlemin saat yönünün tersine döndüğü, ekstrüzyon, devrilme ya da bukkal rotasyon gibi istenmeyen etkiler görülmeden ortalama $2,92 \pm 0,69$ mm molar distalizasyonu elde edildiği bildirilmiştir. Aynı zamanda, üst kesici dişlerde yaklaşık $1,89 \pm 0,84$ mm düzeyinde anlamlı bir intrüzyon meydana geldiği ve mandibular düzlem açısında herhangi bir değişiklik gözlemlenmediği belirtilmiştir (El-Dawlatly ve ark., 2014).

Chang ve arkadaşları infrazigomatik kret bölgesine yerleştirilen titanyum alaşımlı ve paslanmaz çelikten yapılmış mini vidaların başarısızlık oranlarını

karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. Çalışmalarında, ortalama yaşı 24,3 olan 386 hastaya split-mouth ve çift-kör dizaynla her iki tip vida uygulanmıştır. Bu mini vidalara yaklaşık 397 gram kuvvet uygulanarak Sınıf II bimaxiller protrüzyon olgularında 6 ay boyunca ark teli üzerinden retraksiyon yapılmıştır. Sonuçlar, her iki materyalin de klinik olarak kabul edilebilir olduğunu göstermiştir; çünkü hem paslanmaz çelik hem de titanyum vidalar %93,7'lik bir genel başarı oranına ulaşmıştır. Bununla birlikte, paslanmaz çelik vidalarda %1,3 oranında daha fazla kayıp bildirilmiş olsa da bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ifade edilmiştir (Chang ve ark., 2019).

1.7.3.3 Bukkal İnterradiküler Bölgeye Yerleştirilen Minividalar ile Distalizasyon Uygulamaları

Ortodontik tedavilerde mini vidaların klinik olarak yerleştirilmelerinin kolay olması, onların hangi anatomik bölgelerde kullanılacağını belirleyen temel faktörlerden biridir. Bukkal interradiküler bölge, mini vidaların en sık yerleştirildiği alanlardan biri haline gelmiştir. Çünkü bu bölgeye yapılan uygulamalar hem yerleştirme sürecinde pratiklik sağlar hem de hasta açısından konforlu bir deneyim sunar. Aynı zamanda, bu bölgede gerçekleştirilen uygulamalar diğer bölgelere kıyasla daha az yumuşak doku tahrişine neden olmaktadır (Kuroda ve ark., 2007; Kyung ve ark., 2003; Park ve ark., 2004).

Park ve arkadaşları bu konudaki çalışmalarında hem bukkal hem de palatinal bölgeye toplam dört mini vida yerleştirerek, tüm üst diş arkını grup halinde distalize etmişlerdir. Bu işlem sırasında tüm maksiller dişlere braket uygulanmış, ardından üst ikinci premolar ile birinci molar arasındaki bölgeye bir mini vida yerleştirilmiştir. Bu vida aracılığıyla üst kanin dişe doğru, yaklaşık 200 gram kuvvet sağlayacak şekilde NiTi kapalı yaylar bağlanmıştır. Bu sistem sayesinde molar dişlerde etkili bir distalizasyon gerçekleştirilirken, aynı zamanda ön grup dişlerde de retraksiyon sağlandığı gözlenmiştir (Park ve ark., 2005).

Lim ve arkadaşları ise, tedavi planlamasında kullanılan mekanik sistemlere yeni bir bakış açısı kazandırmıştır. Araştırmalarında, 0.017x0.025 inç boyutlarındaki paslanmaz çelik ana ark teli üzerine, aynı telden dikey bir parça yardımıyla lehimlenmiş iki adet sliding tüp kullanılarak bir “sliding jig” sistemi oluşturmuşlardır. Bu tüpler, bir tanesi birinci moların mezial tarafına, diğeri ise kanin ile birinci premolar arasındaki alana gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Daha sonra, bu jige bukkal interradiküler bölgeye konumlandırılan mini vidalardan

elastik zincirlerle kuvvet uygulanarak distalizasyon sağlanmıştır. Araştırmacılar, bu yöntemin özellikle premolar çekimi yapılmadan Sınıf II molar ilişkili olgularda başarılı sonuçlar verdiğini ve oldukça etkili bir tedavi alternatifi sunduğunu bildirmiştir (Lim ve ark., 2011).

Bukkal interradiküler bölgeye uygulanan mini vida destekli distalizasyon sistemleriyle elde edilen sonuçlar genel olarak olumlu olmakla birlikte, bazı potansiyel dezavantajlar da bulunmaktadır. En önemli risklerden biri, mini vidaların yerleştirilme esnasında veya distalizasyon kuvvetlerinin uygulanması sırasında diş kökleri ile temas geçme olasılığıdır. Bu temas, kök yüzeyinde hasara neden olabileceği gibi vidanın stabilitesini de olumsuz etkileyebilir (Jeon ve ark., 2006).

Ayrıca, bukkal bölgede yer alan sulkusun derinliği, mini vida yerleştirilmesini sınırlayan bir diğer anatomik faktördür. Sulkusun dikey yüksekliğinin yeterli olmaması, vidayı doğru konumda yerleştirmeyi zorlaştırabilir. Bununla birlikte, tedavi sürecinde mini vidanın pozisyonunun değiştirilmesi gerekebilir ve bu da tedavi planlamasında esneklik gerektirir. Tüm bu faktörler, bukkal interradiküler bölgeye uygulanan mini vidaların potansiyel sınırlamaları arasında yer almaktadır (Lee ve ark., 2009).

Sonuç olarak, bukkal interradiküler bölgeye yerleştirilen mini vidalar ile yapılan molar distalizasyon uygulamaları, klinik olarak etkili ve hasta uyumu açısından avantajlı olmakla birlikte, anatomik hassasiyet ve doğru yerleştirme gerektiren bir tekniktir. Bu nedenle, tedavi planlaması sırasında kök anatomisinin dikkatlice değerlendirilmesi ve gerekli durumlarda üç boyutlu görüntüleme tekniklerinden faydalanılması önerilmektedir (Kuroda ve ark., 2007; Lim ve ark., 2011; Park ve ark., 2004; Yamada ve ark., 2009).

1.8 Ortodontide Sliding Jig

Sınıf II maloklüzyonların düzeltilmesinde intraoral apareylerin geliştirilmesi, hasta kooperasyonunu en aza indirme amacıyla ortodonti alanında önemli bir dönüm noktası olmuştur. Sliding Jig aygıtı, molar distalizasyonu sağlamak üzere tasarlanmış intraoral bir mekanizma olarak literatürde yerini almıştır. Ekstraoral apareylerin getirdiği estetik ve kooperasyon problemlerine karşılık, sliding jig hem klinisyen hem de hasta açısından daha pratik bir alternatif sunmaktadır (Antonarakis & Kiliaridis, 2008; Keles, 2001).

Sliding jig, temel olarak maksiller arkta kullanılan bir braket–ark teli sistemi ile birlikte elastik kuvvetlerin veya süperelastik yayların yardımıyla molar dişlere

distal yönde kuvvet uygulayan bir düzeneğe sahiptir. Aygıt, kanin veya premolar dişlerden ankraj olarak posterior segmentin geriye hareketini kolaylaştırır. Distalizasyon sırasında uygulanan kuvvetler hem PDL üzerinde stres dağılımı oluşturmakta hem de alveolar kemikte yeniden şekillenmeye yol açmaktadır. SEA ile yapılan çalışmalar, sliding jig kullanımında kuvvetlerin daha kontrollü dağıldığını ve istenmeyen diş hareketlerinin (örneğin anterior bölgede protrüzyon veya ankraj kaybı) minimize edilebildiğini göstermiştir (Acar ve ark., 1999). Ayrıca TMA ve paslanmaz çelik gibi farklı alaşım tellerle hazırlanan jig tasarımlarının, elastik modüllerine bağlı olarak kuvvet iletiminde farklı etkiler yarattığı da rapor edilmiştir (McGuinness ve ark., 1992).

Sliding Jig, özellikle premolar çekiminin tercih edilmediği Sınıf II divizyon 1 olgularında, maksiller birinci molarların distalizasyonunda kullanılmaktadır. Bu yöntemde molar distalizasyonu sağlanırken, hasta uyumuna gerek kalmadan kontrollü bir hareket elde edilmektedir. Nance butonu veya transpalatinal ark gibi ankraj elemanları ile kombine edildiğinde, molar distalizasyonun stabilitesi daha da artırılabilir (Ghosh & Nanda, 1996a; Keles, 2001).

Ekstraoral apareylerle karşılaştırıldığında Sliding Jig, estetik avantajı ve kullanım kolaylığı nedeniyle özellikle genç erişkin hastalarda tercih edilmektedir. Bununla birlikte, kullanılan tel kalınlığı ve materyali, elde edilen biyomekanik etkinin derecesini doğrudan etkilemektedir (Ghosh & Nanda, 1996b).

1.9 Ortodontide Sonlu Elemanlar

SEA, mühendislik, fen bilimleri ve uygulamalı matematikte karşılaşılan karmaşık problemlere sayısal çözümler üreten, bilgisayar destekli matematiksel bir yöntemdir. Bu teknik, dış etkiler altında kalan fiziksel sistemlerin tepkilerini öngörmeye olanak tanır. SEA yöntemi kullanılarak tek boyutlu, iki boyutlu ve üç boyutlu incelemeler gerçekleştirilebilmektedir (Reddy, 2005).

Bu yaklaşımın temelinde, basit geometrik şekillerin bir araya getirilerek karmaşık geometrik yapılar oluşturulabilmesi yer almaktadır. Böylelikle, tetrahedron elementlerden meydana gelen bir ağ üzerinden karmaşık kraniyofasiyal modeller oluşturulabilmektedir. Bu durum, zorlu problemlerin daha basit alt problemlere ayrıştırılmasına imkan tanır. Her elemana belirli malzeme özellikleri atanarak, klinik kuvvetlerin simülasyonu yapılabilir. Sonuçta, SEA yardımıyla yapıların hangi bölgelerde burulma veya bükülme gösterdiği görselleştirilebilmekte

ve yer değiştirmeler ile gerilmelerin dağılımı ortaya konabilmektedir (Reddy, 2005).

Ortodonti alanında SEA'nın kullanım alanı oldukça geniştir. Yettram ve ark. maksiller santral kesici dişin translasyon hareketi sırasında anlık rotasyon merkezini belirlemek amacıyla iki boyutlu SEA kullanan öncüler arasında yer almaktadır (Yettram ve ark., 1976). Benzer şekilde Halazonetis maksiller kesici dişe direnç merkezinden farklı uzaklıklarda kuvvet uygulanması sonrası PDL üzerindeki stres dağılımını değerlendirmek için iki boyutlu bir modelden yararlanmıştır (Halazonetis, 1996).

Daha ileri düzeyde üç boyutlu modellerle yapılan araştırmalarda ise ortodontik diş hareketi sırasında moment–kuvvet oranlarını ve stres dağılımlarını analiz etmişlerdir (McGuinness ve ark., 1992; Tanne ve ark., 1988). Dentofasiyal ortopedide ise protraksiyon headgear, hızlı üst çene genişletmesi, ortopedik çenelik kuvvetleri ve klasik headgear uygulamalarında kraniyofasiyal kompleks içerisinde oluşan stres dağılımlarını incelemek amacıyla SEA modelleri kullanılmıştır (Tanne, Hiraga, Kakiuchi, ve ark., 1989; Tanne, Hiraga, & Sakuda, 1989; Ulusoy & Darendeliler, 2008).

1.9.1 Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Kavramlar

Sonlu elemanlar analizinde kullanılacak geometrik model, çözüm kolaylığı sağlamak için daha basit ve temel geometrik şekillere ayrıştırılır. Bu parçaların her biri “eleman” olarak adlandırılır ve elemanların biçimleri, sahip oldukları düğüm sayısına bağlıdır (Hughes, 2003).

Analizin ilk aşamalarından biri olan ağ yapısının oluşturulması, modelin sonsuz sayıdaki noktadan oluşan sürekli bir yapı yerine, sınırlı sayıda düğüm ve eleman aracılığıyla temsil edilmesini sağlar. Bu ağ, farklı boyutlarda ve değişik şekillerde düzenlenebilir. Her bir eleman bağımsız bir denklem çözümünü temsil eder ve tüm ağın birleşimi, modelin genel çözümünü verir. Karmaşık yapılar genellikle tek parça olarak çözülemez; özellikle köşe, delik veya keskin açılar çözümü zorlaştırır. Buna karşın modelin küçük elemanlara ayrılması çözümü kolaylaştırdığı için tercih edilen yöntemdir (Geng ve ark., 2001; Moaveni, 2011).

Kuvvet, cisimlerde deformasyona, yer değiştirmeye, şekil ya da yön değişimine neden olan etkidir. Vektörel bir büyüklük olduğundan, yön, şiddet ve doğrultu özelliklerine sahiptir. Uluslararası Birim Sisteminde kuvvet birimi Newton (N) olarak ifade edilmektedir (İnan, 2001; O'Brien, 2002).

Gerilim kavramı ise, birim alana etki eden kuvvet miktarını temsil eder ve Megapaskal (MPa) ile ölçülür. Cisme uygulanan dış kuvvetler, yapı içinde farklı stres alanlarının oluşmasına yol açar (Craig ve ark., 1975; Kutz, 2015).

Gerinim, bir cismin üzerine yük uygulandığında, yük öncesine kıyasla ne ölçüde şekil değiştirdiğini ifade eder. Bu değişim daha çok niceliksel bir farklılıktır. Eğer gerinim, uygulanan kuvvet yönünde gerçekleşiyorsa normal gerinim olarak tanımlanır. Ancak kuvvet kesme yönünde etkiliyse açısal şekil değişimi ya da çarpılma meydana gelir ve bu durum kesme gerinimi olarak adlandırılır (Craig ve ark., 1975; Kutz, 2015; O'Brien, 2002).

Normal gerilim türleri arasında çekme ve basınç (baskı) gerilimleri bulunur. Çekme gerilimi, cismin yüzeyine dik ve kuvvet yönünde uzamaya sebep olacak şekilde etki eden kuvvetle oluşur. Kuvvet sabit kalsa bile, uygulandığı alan değiştikçe gerilim değeri farklılık gösterir. Bu nedenle, kesit alanındaki küçük farklılıklar bile gerilimin cisim boyunca değişkenlik göstermesine yol açabilir. Esneme özelliği olan materyaller bu farklılıkları kısmen tolere edebilse de kırılma malzemeler için erken kırılma riski doğurabilir. Baskı gerilimi ise yüzeye dik kuvvetin cismi sıkıştırıcı yönde etki etmesiyle ortaya çıkar. Kesme gerilimi ise cismin karşılıklı iki yüzeyine paralel ve ters yönde uygulanan kuvvetle meydana gelir (Craig ve ark., 1975; Kutz, 2015; O'Brien, 2002).

Elastisite modülü, bir materyalin elastik deformasyona karşı gösterdiği direncin ölçüsüdür ve her malzeme için sabittir. Bu değer, gerilim–gerinim eğrisinin elastik bölgedeki eğiminden elde edilir. Sert materyaller yüksek elastisite modülü ile tanımlanırken, daha düşük modüllü malzemeler aynı yük altında daha fazla deformasyon gösterir. Dolayısıyla cismin katılığı ile elastisite modülü arasında doğru orantılı bir ilişki vardır (Craig ve ark., 1975; O'Brien, 2002).

Von Mises gerilmesi, özellikle esnek metallerin akma ya da kırılma davranışlarını değerlendirmede kullanılan bir kriterdir. Üç boyutlu gerilme durumlarını tek bir değer altında birleştirerek, malzemenin tek eksenli yükleme altındaki dayanımını ortaya koyar. Bilgisayar analizlerinde genellikle renk skalalarıyla görselleştirilir ve malzeme üzerindeki basınç–gerilim dağılımlarını detaylı şekilde gösterir (Adıgüzel, 2010).

Poisson oranı ise, bir malzeme çekme veya basınç altında kaldığında, bir eksenindeki şekil değişiminin karşıt yöndeki şekil değişimine oranını ifade eder. Örneğin, elastik bir bandın çekilmesi boyuna uzamaya yol açarken, aynı anda enine

yönde incelme meydana gelir. Benzer şekilde, küresel elastik bir cisim sıkıştırıldığında boyuna kısalırken enine yönde genişleme gözlenir. Poisson oranı, eksenel ve enine deformasyonlar arasındaki bu ilişkinin sayısal göstergesidir (Adıgüzel, 2010).

1.9.2 Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

SEA, karmaşık geometrilere ve düzensiz morfolojilere sahip yapıların daha kolay modellenmesine olanak sağlamaktadır. Bu yöntemin en önemli avantajlarından biri, kapsamlı ve pahalı enstrümantasyon gerektirmemesidir. Ayrıca, sınır koşulları modele kolaylıkla dahil edilebilir ve istenilen sayıda değiştirilebilir. Noninvaziv bir yöntem olması sayesinde klinik araştırmalarda güvenle kullanılabilir. Kullanıcıdan ileri düzey matematiksel bilgi gerektirmemesi, yalnızca temel mühendislik altyapısı gerektirmesi yöntemi ulaşılabilir kılmaktadır. Temel kavramların öğrenilmesi görece kolaydır ve doğru uygulama için yeterlidir (Shetty ve ark., 2010).

SEA ile incelenen malzemelerin fiziksel özellikleri gerçeğe çok yakın şekilde modellenebilir. Tekrarlanabilir olması, materyallerin biyolojik veya fiziksel özelliklerini etkilemez; aynı çalışma operatör tarafından defalarca yapılabilir. Bu yöntem, doğal koşulları büyük oranda yansıtabilmekte ve hem statik hem de dinamik analizlerin yapılmasına imkân tanımaktadır. İncelenen yapılarda stres dağılımları ve yer değiştirmeler ayrıntılı biçimde değerlendirilebilmektedir. Günümüzde çok sayıda bilgisayar yazılımı ve geniş literatür desteği, SEA'ni oldukça güçlü ve yaygın bir sayısal yöntem haline getirmiştir. Bu yöntem ile diş, periodontal dokular, kortikal ve spongios kemikler, kraniyal ve fasiyal yapılar gibi birçok biyolojik yapının modellenmesi mümkün olmuş, bu sayede deneysel çalışmalar yapılabilmiştir (Shetty ve ark., 2010).

1.9.3 Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları

Her ne kadar çok sayıda avantajı olsa da SEA'nın bazı sınırlılıkları da vardır. Öncelikle bu yöntem, gerçek yapılar yerine onların bilgisayar ortamında oluşturulmuş modelleri üzerinde yapılmaktadır. Dolayısıyla, gerilme, gerinim ya da yer değiştirme gibi elde edilen tüm veriler yaklaşıktır ve gerçek değerlerden ne kadar sapma gösterdiğini kesin olarak belirlemek mümkün değildir. Ayrıca oluşturulan analiz modeli kullanıcıya bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Modelin detaylandırılması ve kısıtlanması büyük oranda araştırmacının tercihinine bağlıdır;

bu nedenle modelin doğruluğu ve sonuçların güvenilirliği her zaman tartışmalı olabilir. Bu sebeple elde edilen sonuçların deneysel çalışmalarla doğrulanması genellikle önerilmektedir (Holmgren ve ark., 1998).

SEA yazılımları oldukça karmaşık ve maliyetli sistemlerdir. Gelişmiş yazılım paketleri çok sayıda seçenek ve özellik barındırdığı için öğrenilmesi ve uygulanması zaman alabilmektedir. Bu yöntemin sanal bir ortamda gerçekleştiriliyor olduğu unutulmamalıdır. Özellikle mine, dentin, periodontal ligament, kortikal ve spongios kemik gibi biyolojik dokuların fiziksel özelliklerinin daha hassas şekilde tanımlanabilmesi, SEA ile elde edilecek sonuçların doğruluğunu artıracak ve yöntemin gelişimine katkı sağlayacaktır (Holmgren ve ark., 1998).

1.10 ÇALIŞMANIN AMACI

Tez çalışmamın amacı farklı tel kesitleri ve materyallerinin kullanıldığı sliding jig tasarımlarının, maksiller molar distalizasyonu sırasında PDL, alveolar kemik ve dişler üzerindeki stres dağılımı ve hareket miktarına etkilerini SEA ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir. Çalışma, elde edilen sonuçlarla farklı jig konfigürasyonlarının biyomekanik davranışlarını ortaya koyarak daha kontrollü ve fizyolojik molar distalizasyonu sağlayacak klinik yaklaşımlara bilimsel katkı sunmayı hedeflemektedir.

H0 : Farklı jig tasarımları molar distalizasyon biyomekaniğinde anlamlı fark oluşturmaz.

H1 : Farklı jig tasarımları molar distalizasyon biyomekaniğinde anlamlı fark oluşturmaz.

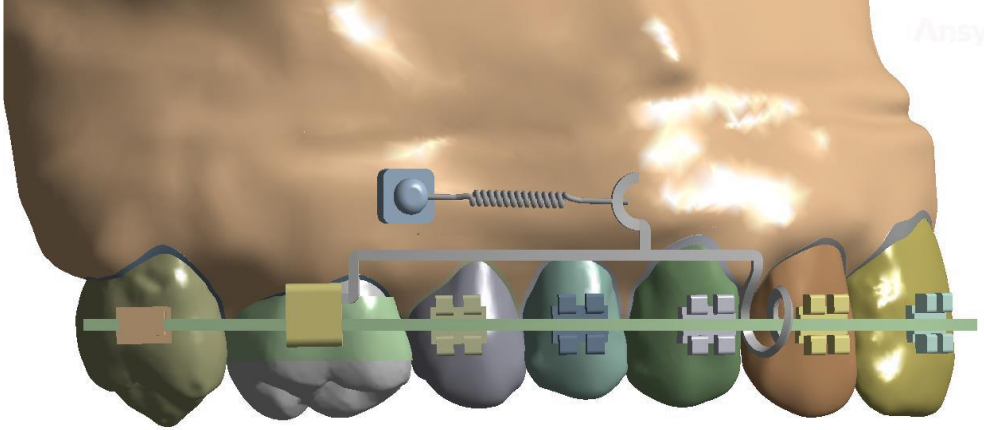
2. MATERYAL ve YÖNTEM

2.1 Modellerin Hazırlanması ve Verilerin Girilmesi

Bu çalışmada, üst çene dentoalveolar yapılarının farklı jig tasarımları altında maruz kaldığı stres dağılımı ve diş hareketleri, SEA yöntemi kullanılarak ayrıntılı biçimde incelenmiştir. Simetrik anatomik yapı göz önüne alınarak yalnızca yarı çene modellenmiştir, ANSYS Workbench (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) yazılım aracılığıyla simetrik bölge tanımlaması yapılmış ve böylece hesaplama süresi optimize edilmiştir. PDL yaklaşık 0.25 mm kalınlıkta modellenmiş, PDL'nin biyomekanik özellikleri gerçeğe en yakın şekilde simülasyona aktarılmıştır. Dişlerin modellemesi yapılırken 20 yaş dişleri dışlanmıştır.

Analizde kullanılacak olan maksiller alveolar model ve maksiller diş modelleri önceden hazırlanmış dijital bir 3B modelden elde edilmiştir. Bu amaçla, Sketchfab dijital modelleme platformunda paylaşımına sunulmuş hazır modeller seçilmiş ve çalışmaya uygun olacak şekilde indirildikten sonra analize entegre edilmiştir.

Bu çalışma, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda planlanmıştır ve SimuTek Mühendislik Danışmanlık Makine Sanayi ve Ticaret Limited Şirketi'nde (İstanbul) gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.1. Üç Boyutlu Çalışma Modelinin Son Hali

Çalışmada kullanılan doku ve materyallere özgü mekanik özellikler literatürden alınmış ve modele uygun şekilde tanımlanmıştır. Buna göre; diş dokusu için ortalama 20,300 MPa Young modülü ve 0,30 Poisson oranı, PDL için 0,667 MPa Young modülü ve 0,49 Poisson

oranı, alveoler kemik için 34,000 MPa Young modülü ve 0,26 Poisson oranı atanmıştır. Jig telleri için ise iki farklı materyal seçilmiştir. Yüksek rijitliğe sahip paslanmaz çelik ve daha düşük elastisite modülüyle esnekliği yüksek olan beta-titanyum (TMA). Paslanmaz çelik teller 200,000 MPa Young modülü ve 0,30 Poisson oranıyla, TMA teller ise 69,000–100,000 MPa Young modülü ve 0,34–0,36 Poisson oranıyla modellenmiştir.

Tablo 2.1. Materyallerin Young modülü ve Poisson oranı

Doku/Materyal	Young Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Diş (mine/dentin ort.)	20,300	0,30
Periodontal Ligament (PDL)	0,667	0,49
Alveoler Kemik	34,000	0,26
Paslanmaz Çelik	200,000	0,30
Beta-Ti (TMA)	69,000 - 100,000	0,34 – 0,36

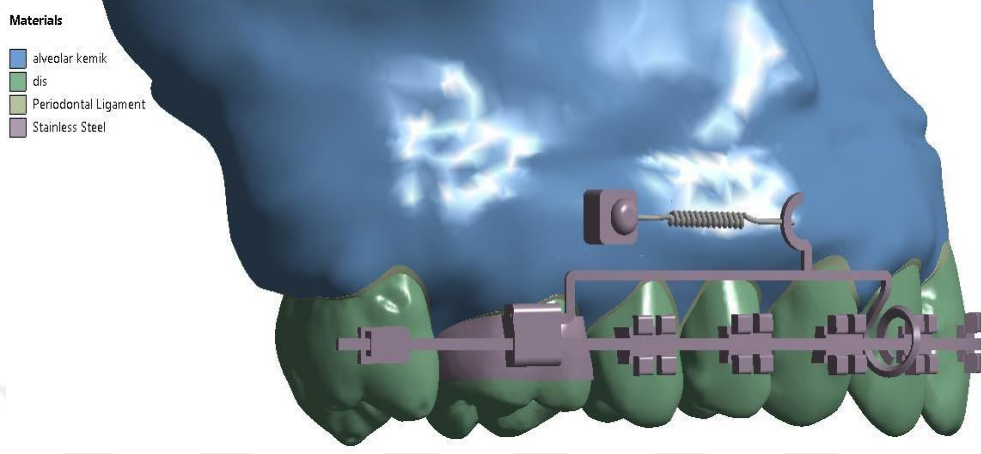
2.2 Senaryoların Hazırlanması

Analizlerde jig telleri iki farklı kesit ölçüsünde (0.016x0.022 ve 0.019x0.025 inç) tanımlanmış ve dört senaryo oluşturulmuştur:

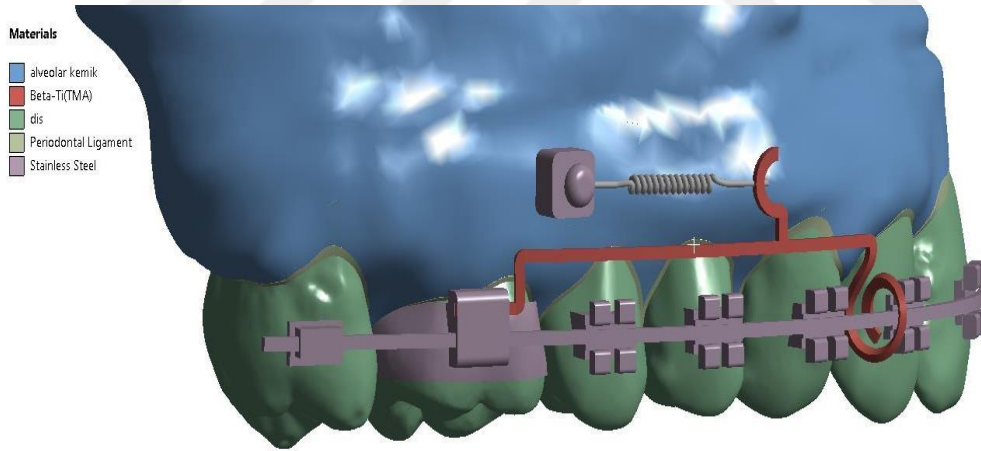
1. Senaryo: 0.016x0.022 inç Paslanmaz Çelik Tel
2. Senaryo: 0.016x0.022 inç TMA Tel
3. Senaryo: 0.019x0.025 inç Paslanmaz Çelik Tel
4. Senaryo: 0.019x0.025 inç TMA Tel

Her senaryoda 150 gramlık ortodontik kuvvet, üst birinci molar bölgesine open coil aracılığıyla uygulanmış, telin rijitliği ve elastikiyetine bağlı olarak kuvvet transferi diğer dişlere yayılmıştır. Ağ yapısı yüksek çözünürlükte tanımlanmış, dişler, alveoler kemik, PDL ve jig telleri ayrı ayrı üç boyutlu sonlu elemanlarla modellenmiştir. Analiz çıktıları, her diş için X, Y

ve Z eksenlerindeki deplasman miktarları ile PDL ve alveolar kemikte oluşan Von Mises gerilmeleri üzerinden değerlendirilmiştir.



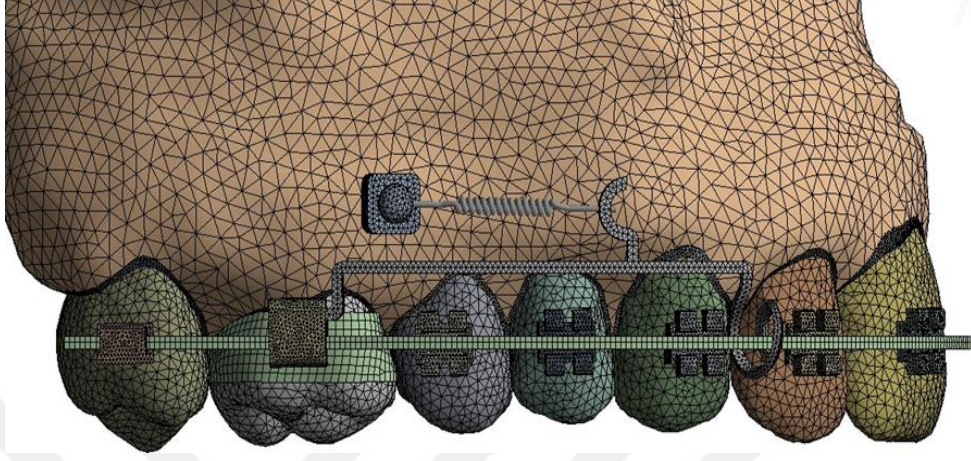
Şekil 2.2. Paslanmaz Çelik Tellerin Modellenmesi



Şekil 2.3. TMA Tellerin Modellenmesi

2.3 Ağ Modelinin Hazırlanması

Yapıların ağ modeli oluşturulmuş ve mekanik modelleme adımı tamamlanmıştır. Oluşan ağ görüntüsü Şekil 2.4.'te gösterilmiştir.



Şekil 2.4. Ağ Modelinin Hazırlanması

3. BULGULAR

Birinci Senaryo:0.016x0.022 inç Paslanmaz Çelik Tel

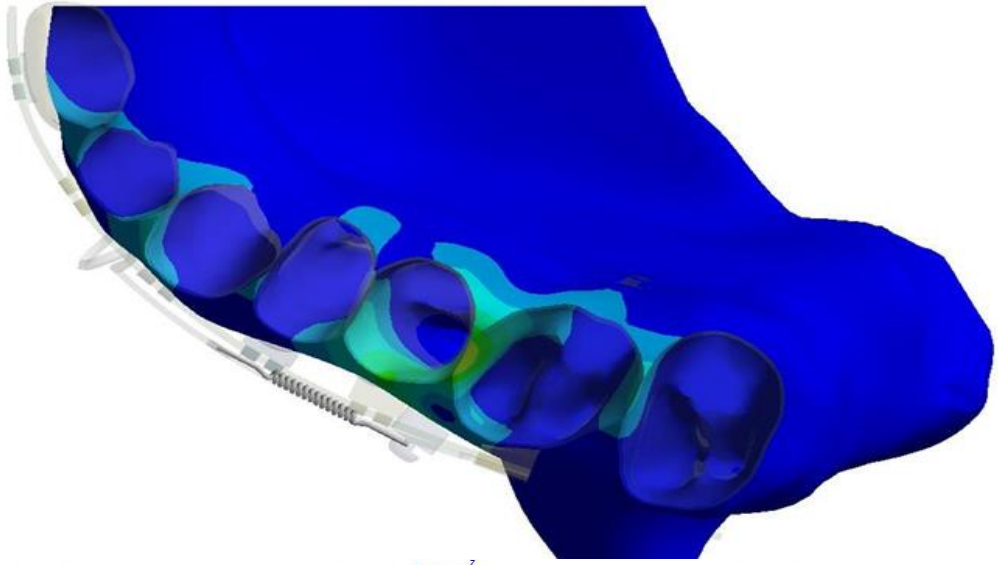
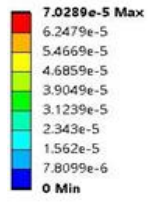
Jig malzemesinin 0.016x0.022 inç ölçülerde ve paslanmaz çelik tel malzemesi ile hazırlandığı durumda yapılan analizin her diş için eksenlere göre yer değiştirme miktarları Tablo.3.1. olarak eklenmiştir. Gerilme sonuçları görselleri de aşağıdaki gibidir.



Tablo 3.1. Birinci senaryoda dişlerin toplam yer değıştirme miktarları

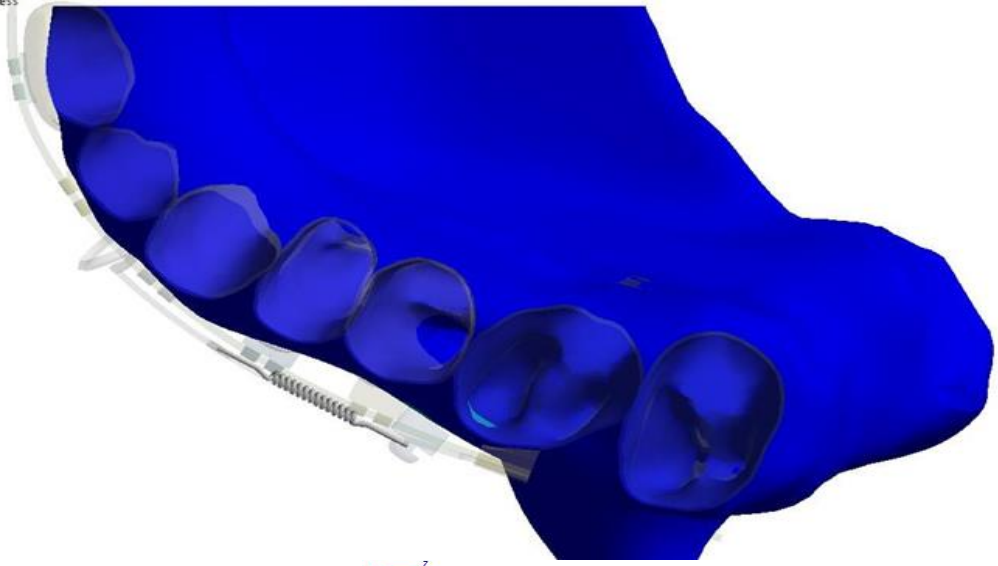
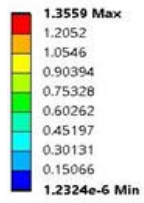
Diş	Yön	Minimum	Maksimum	Birim
Santral kesici diş	X	-6.80E-05	1.41E-04	mm
	Y	-1.32E-04	-7.55E-05	mm
	Z	-8.56E-05	-2.16E-05	mm
Lateral kesici diş	X	-5.08E-04	7.04E-04	mm
	Y	-4.48E-04	-3.49E-04	mm
	Z	-8.24E-04	2.29E-04	mm
Kanin diş	X	-1.39E-04	-2.37E-05	mm
	Y	-4.32E-04	-3.92E-04	mm
	Z	-1.23E-04	-1.92E-05	mm
1.premolar diş	X	-6.00E-05	3.11E-05	mm
	Y	-4.70E-05	-7.18E-06	mm
	Z	-5.26E-05	7.87E-05	mm
2.premolar diş	X	7.71E-07	2.94E-05	mm
	Y	1.25E-04	1.38E-04	mm
	Z	9.38E-06	4.17E-05	mm
1.molar diş	X	-1.18E-03	9.41E-04	mm
	Y	-5.76E-04	5.90E-04	mm
	Z	-1.75E-03	9.30E-04	mm
2.molar diş	X	-1.46E-04	5.08E-05	mm
	Y	-7.39E-05	1.58E-04	mm
	Z	-2.20E-04	9.71E-05	mm

E: SS-16X22
kemik-deformasyon
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1 s



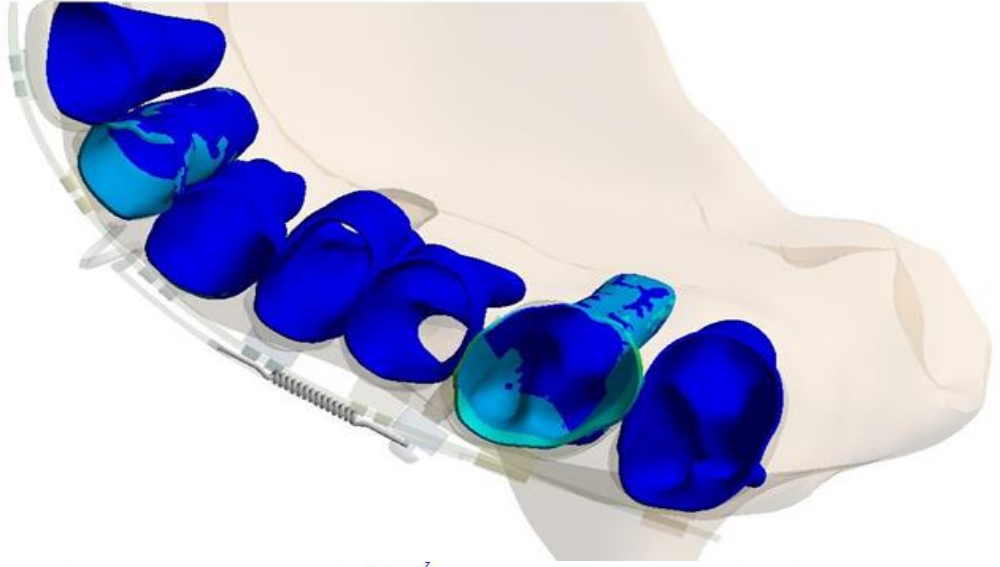
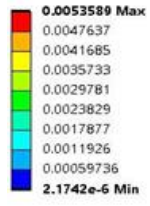
Şekil 3.1. Alveolar kemikteki toplam yer değıştirme (1. senaryo)

E: SS-16X22
kemik-stres
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s



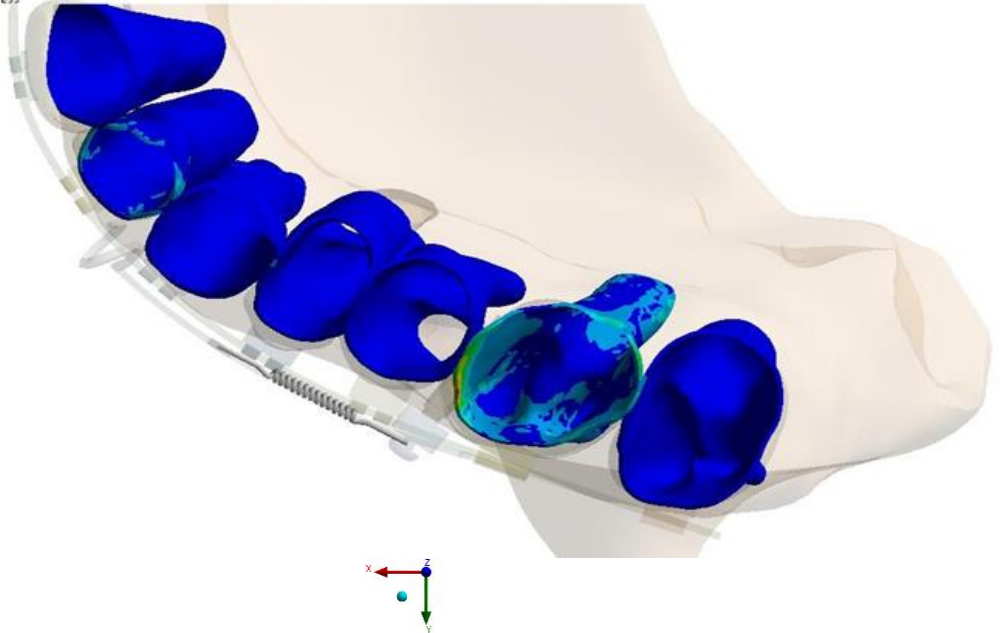
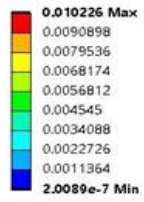
Şekil 3.2. Alveolar kemikteki toplam gerilme (1. senaryo)

E: SS-16X22
PDL-deformasyon
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1 s

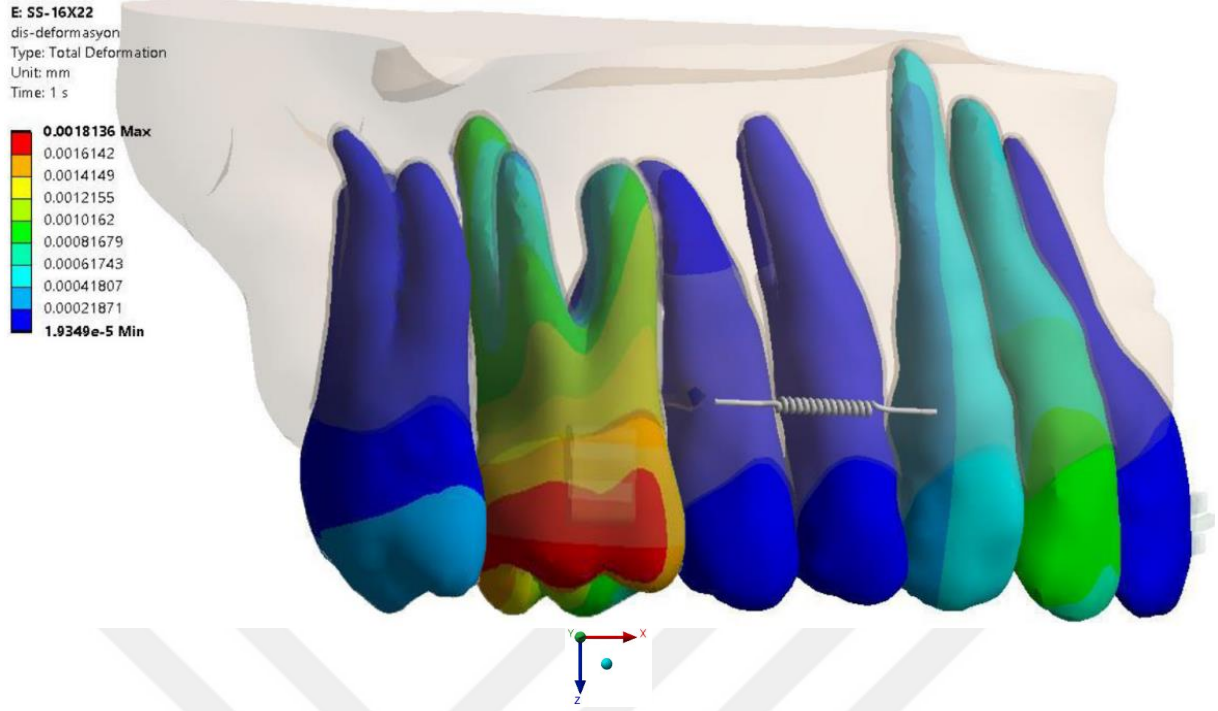


Şekil 3.3. PDL toplam yer değıştirme (1. senaryo)

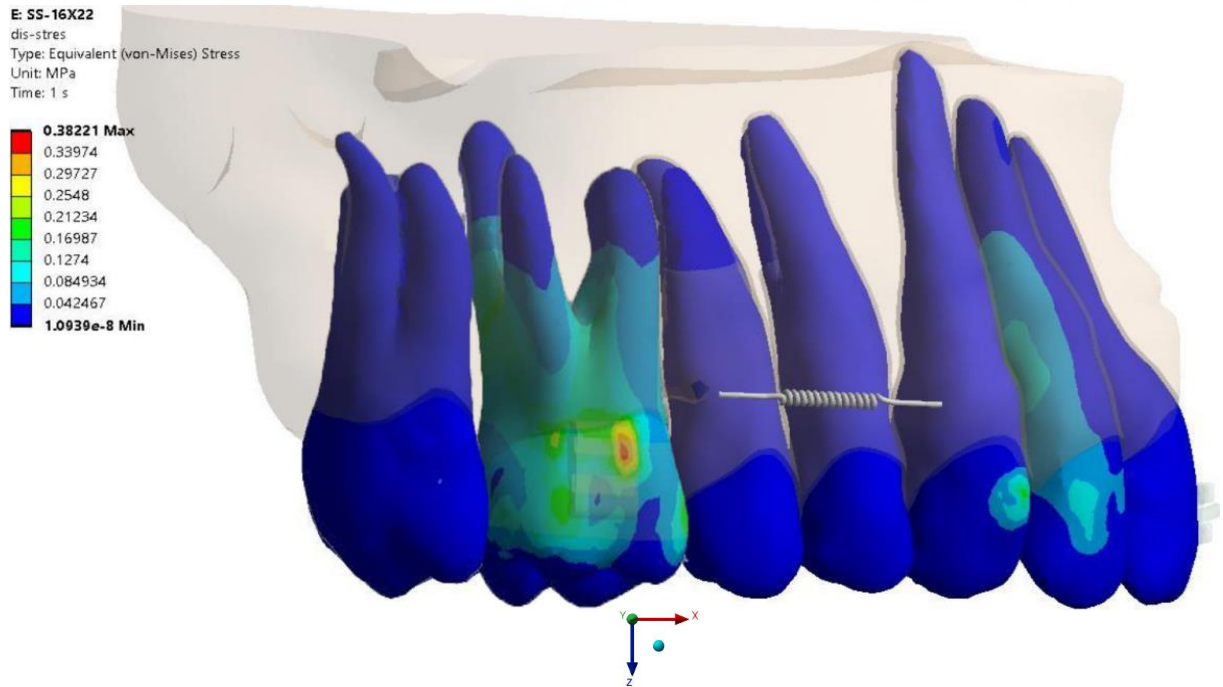
E: SS-16X22
PDL-stres
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s



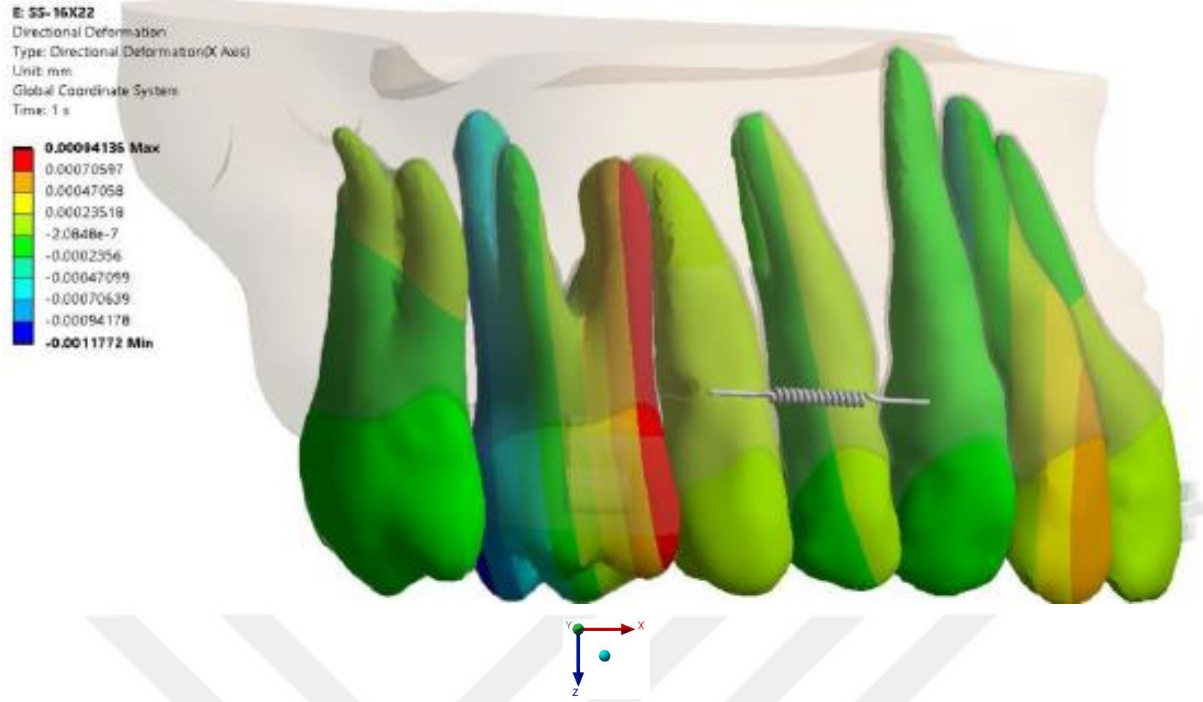
Şekil 3.4. PDL toplam gerilme (1. senaryo)



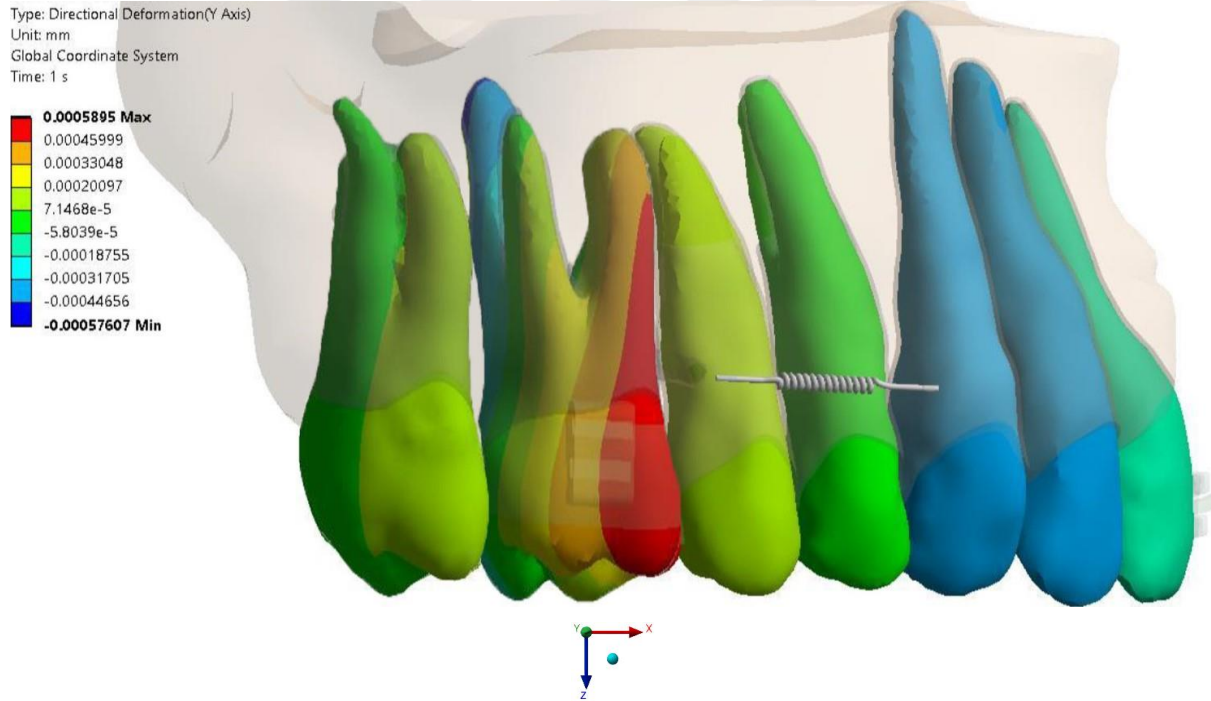
Şekil 3.5. Dişlerdeki toplam yer değiştirme (1. senaryo)



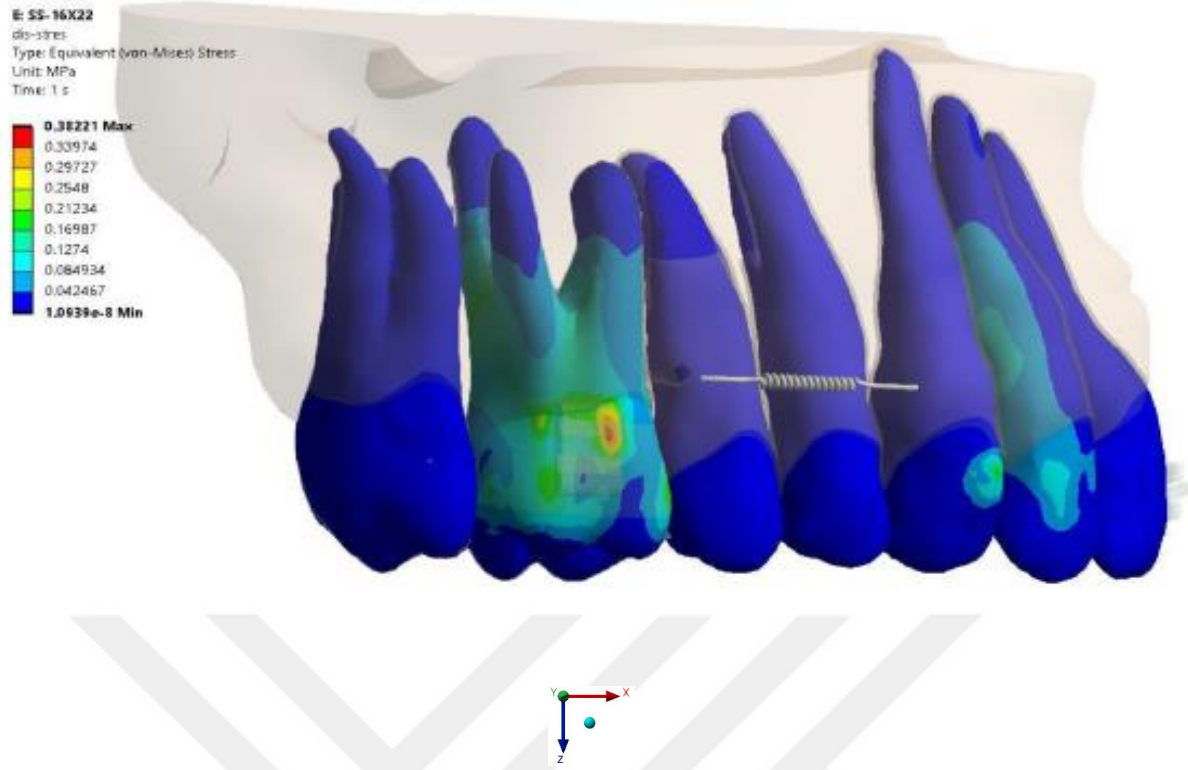
Şekil 3.6. Dişlerdeki toplam gerilme (1. senaryo)



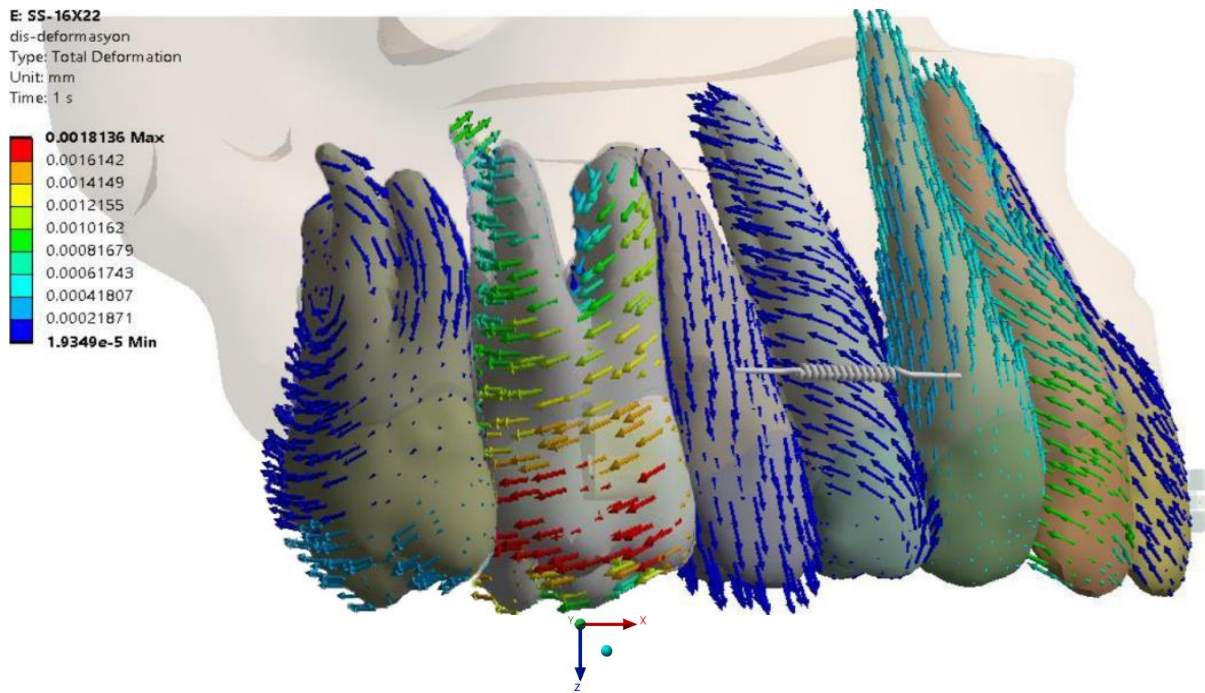
Şekil 3.7. Dişlerin X ekseninde yer değiştirmesi (1. senaryo)



Şekil 3.8. Dişlerin Y ekseninde yer değiştirmesi (1. senaryo)



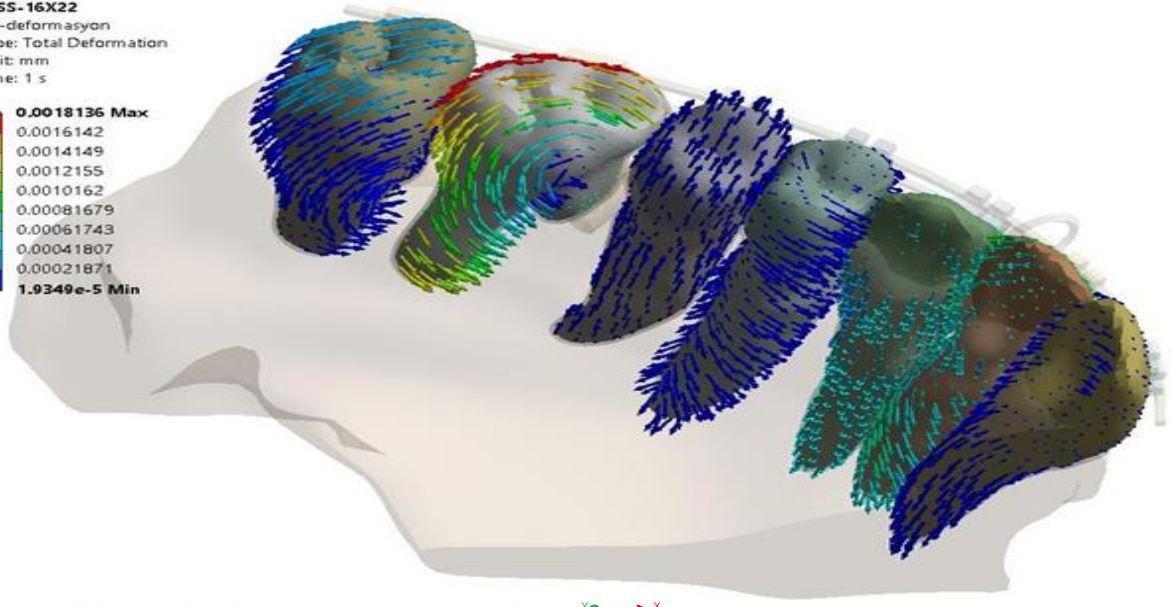
Şekil 3.9. Dişlerin Z ekseninde yer değiştirmesi (1. senaryo)



Şekil 3.10. Dişlerin tüm eksenlerde total yer değiştirmesi (1. senaryo)

E: SS-16X22
dis-deformasyon
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1 s

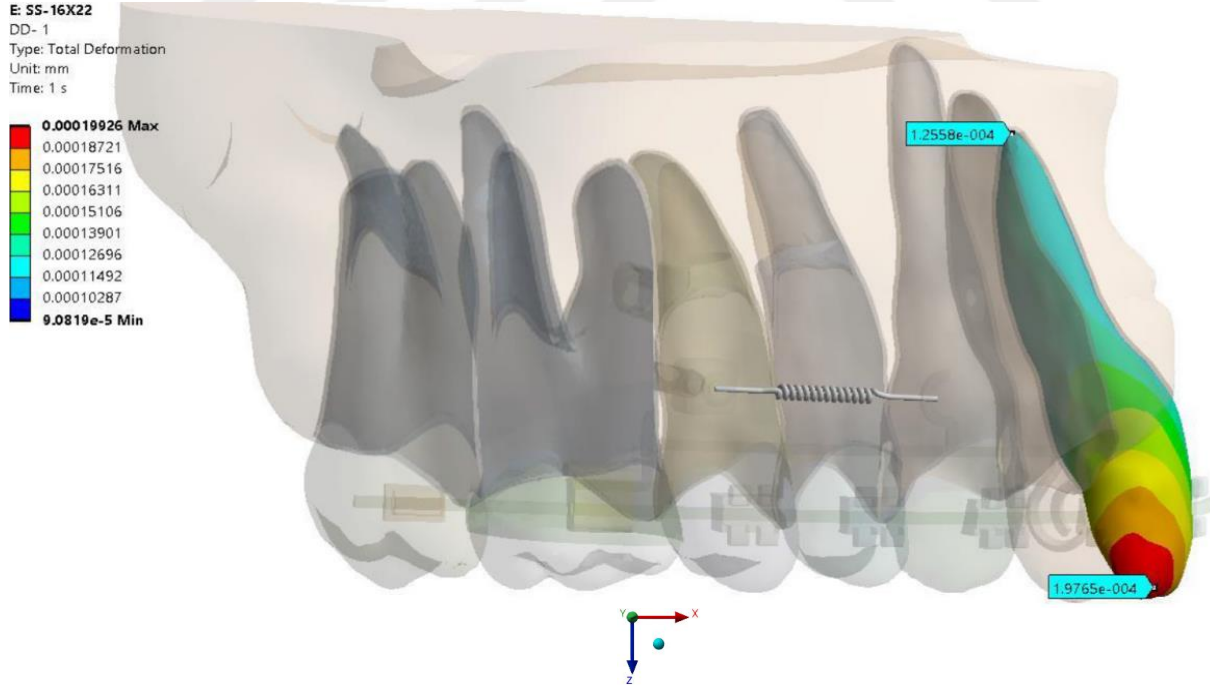
0.0018136 Max
0.0016142
0.0014149
0.0012155
0.0010162
0.00081679
0.00061743
0.00041807
0.00021871
1.9349e-5 Min



Şekil 3.11. Dişlerin tüm eksenlerde total yer değıştirmesi (1. senaryo)

E: SS-16X22
DD- 1
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1 s

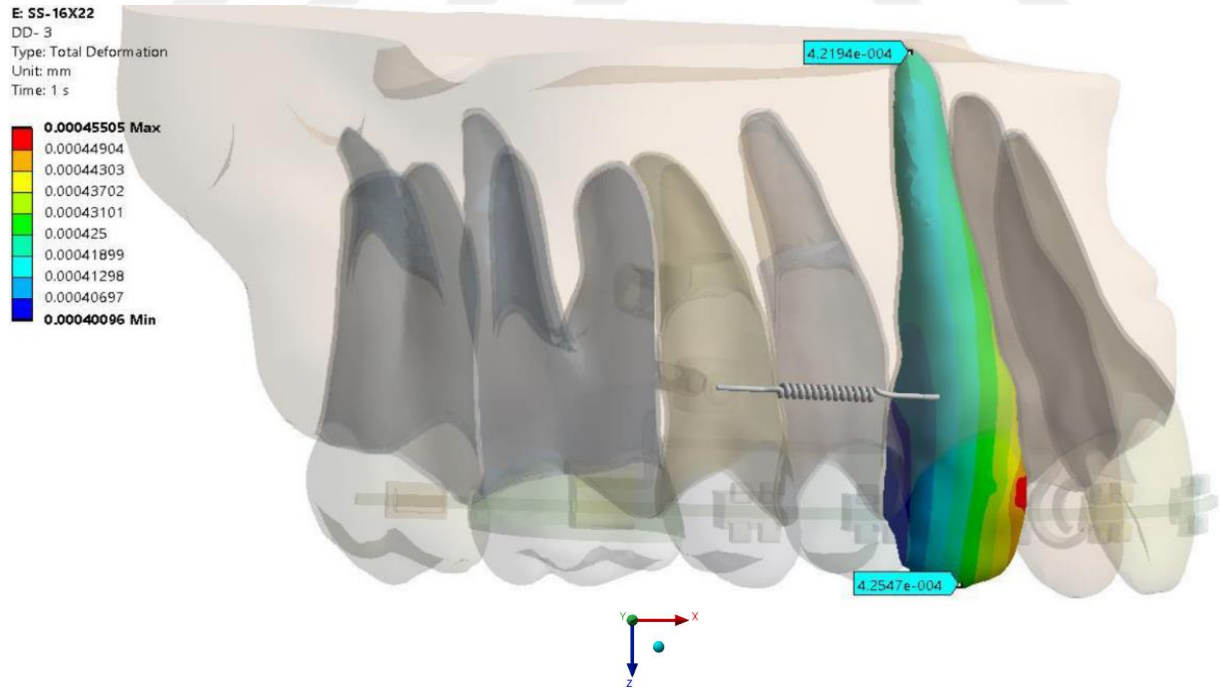
0.00019926 Max
0.00018721
0.00017516
0.00016311
0.00015106
0.00013901
0.00012696
0.00011492
0.00010287
9.0819e-5 Min



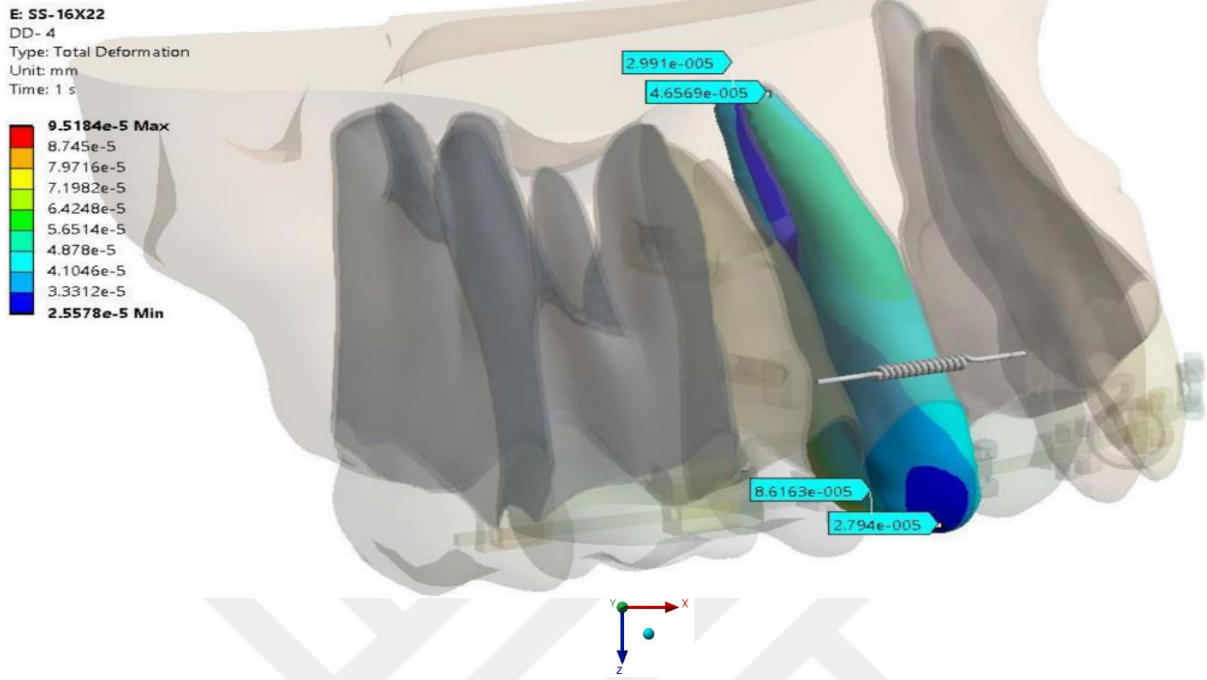
Şekil 3.12. Santral diş yer değışimi (1. senaryo)



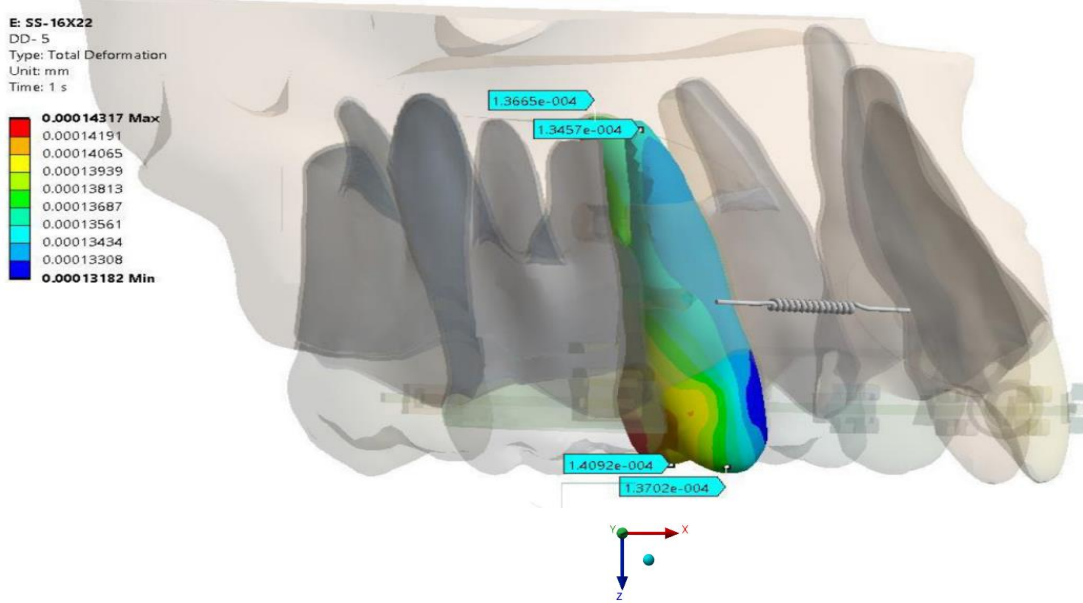
Şekil 3.13. Lateral diş yer değişimi (1. senaryo)



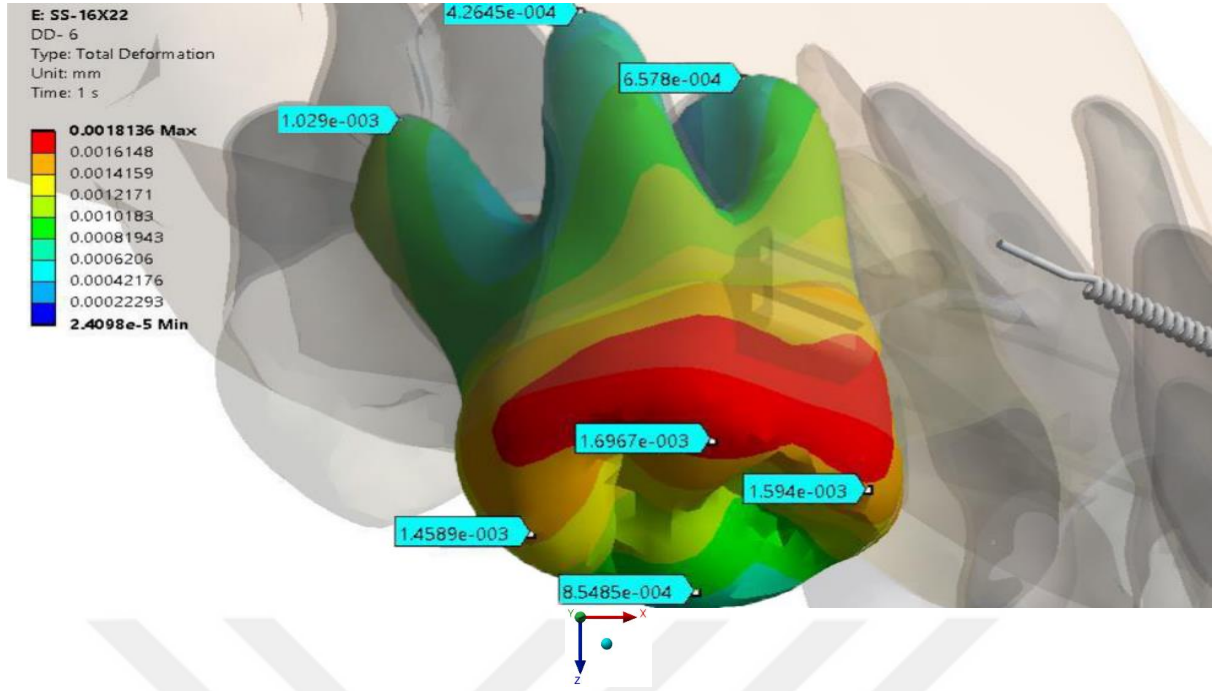
Şekil 3.14. Kanin diş yer değişimi (1. senaryo)



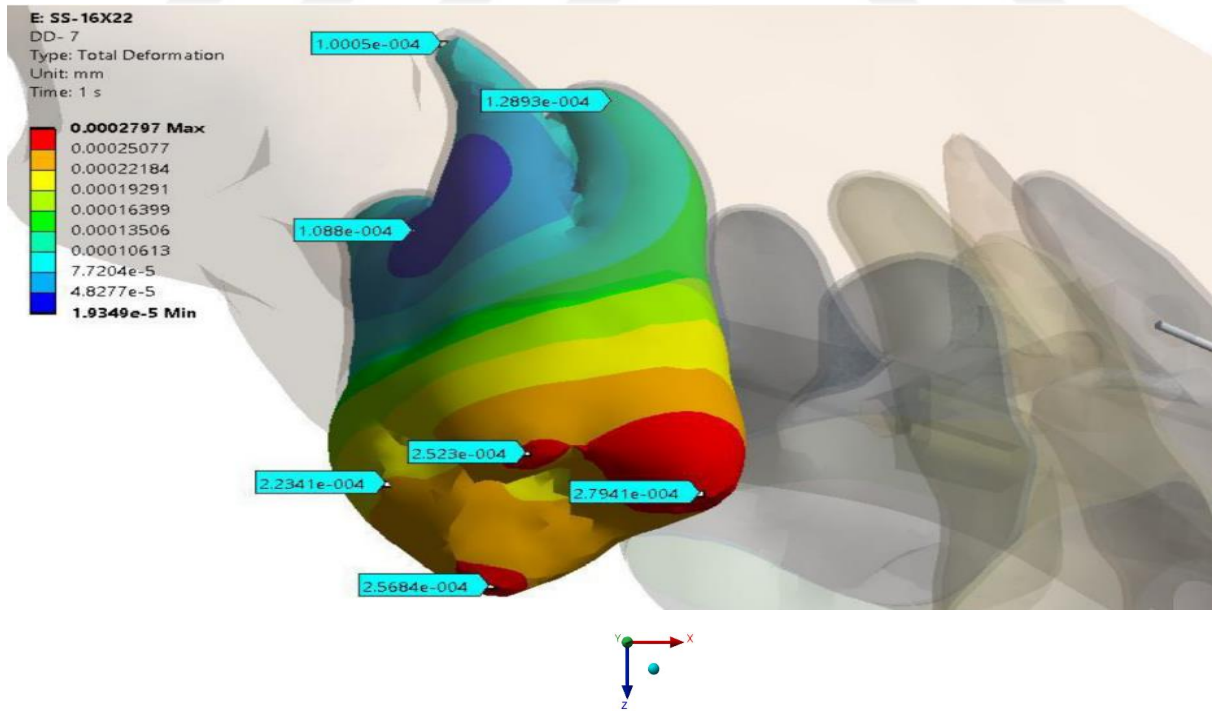
Şekil 3.15. Birinci premolar diş yer değişimi (1. senaryo)



Şekil 3.16. İkinci premolar diş yer değişimi (1. senaryo)



Şekil 3.17. Birinci molar diş yer değişimi (1. senaryo)



Şekil 3.18. İkinci molar diş yer değişimi (1. senaryo)

İkinci Senaryo:0.016x0.022 inç TMA Tel

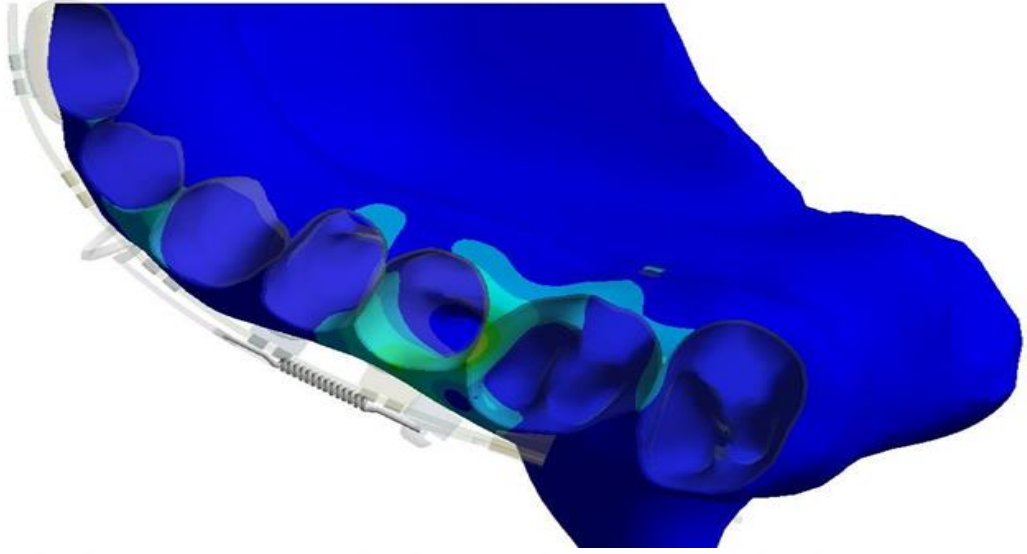
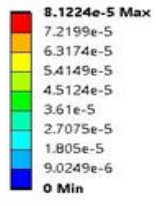
Jig malzemesinin 0.016x0.022 inç ölçülerde ve TMA(Beta-Ti) malzemesi ile olduğu durumda yapılan analizin her dış için eksenlere göre yer değiştirme miktarları Tablo.3.2. olarak eklenmiştir. Gerilme sonuçları görselleri de aşağıdaki gibidir.



Tablo 3.2. İkinci senaryoda dişlerin toplam yer değıştirme miktarları

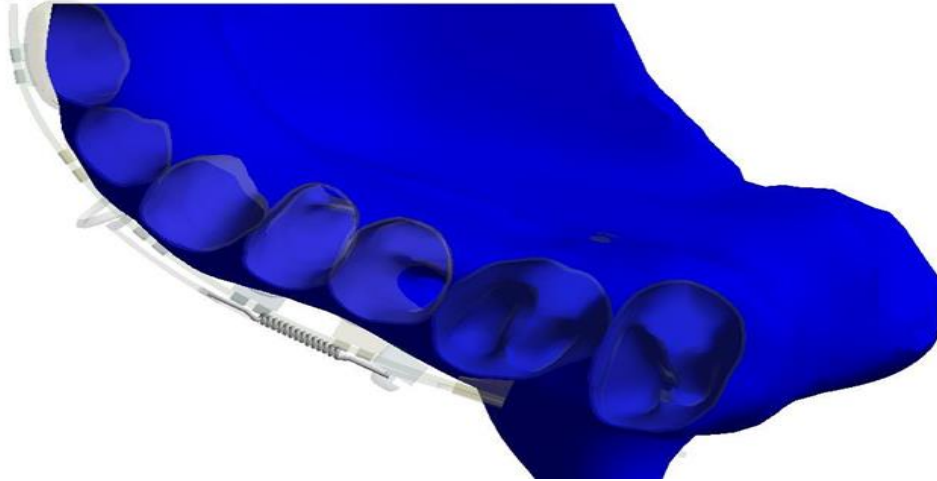
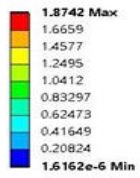
Diş	Yön	Minimum	Maksimum	Birim
Santral kesici diş	X	-1.74E-05	3.46E-05	mm
	Y	-3.49E-05	-3.79E-06	mm
	Z	-2.42E-05	6.35E-06	mm
Lateral kesici diş	X	-1.35E-04	3.49E-04	mm
	Y	-2.18E-04	-1.24E-04	mm
	Z	-1.93E-04	1.65E-05	mm
Kanin diş	X	-2.00E-04	2.51E-04	mm
	Y	-2.20E-04	-1.59E-04	mm
	Z	-2.92E-04	1.47E-04	mm
1.premolar diş	X	-3.17E-05	6.42E-06	mm
	Y	-2.34E-05	-8.58E-06	mm
	Z	-1.15E-05	1.59E-06	mm
2.premolar diş	X	-3.91E-06	1.21E-05	mm
	Y	4.20E-05	4.92E-05	mm
	Z	-4.17E-06	1.43E-05	mm
1.molar diş	X	-6.70E-04	6.38E-04	mm
	Y	-2.87E-04	3.67E-04	mm
	Z	-1.08E-03	5.05E-04	mm
2.molar diş	X	-5.23E-05	1.49E-05	mm
	Y	-2.87E-05	6.02E-05	mm
	Z	-8.82E-05	3.82E-05	mm

G: TMA-16X22
kemik-deformasyon
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1 s

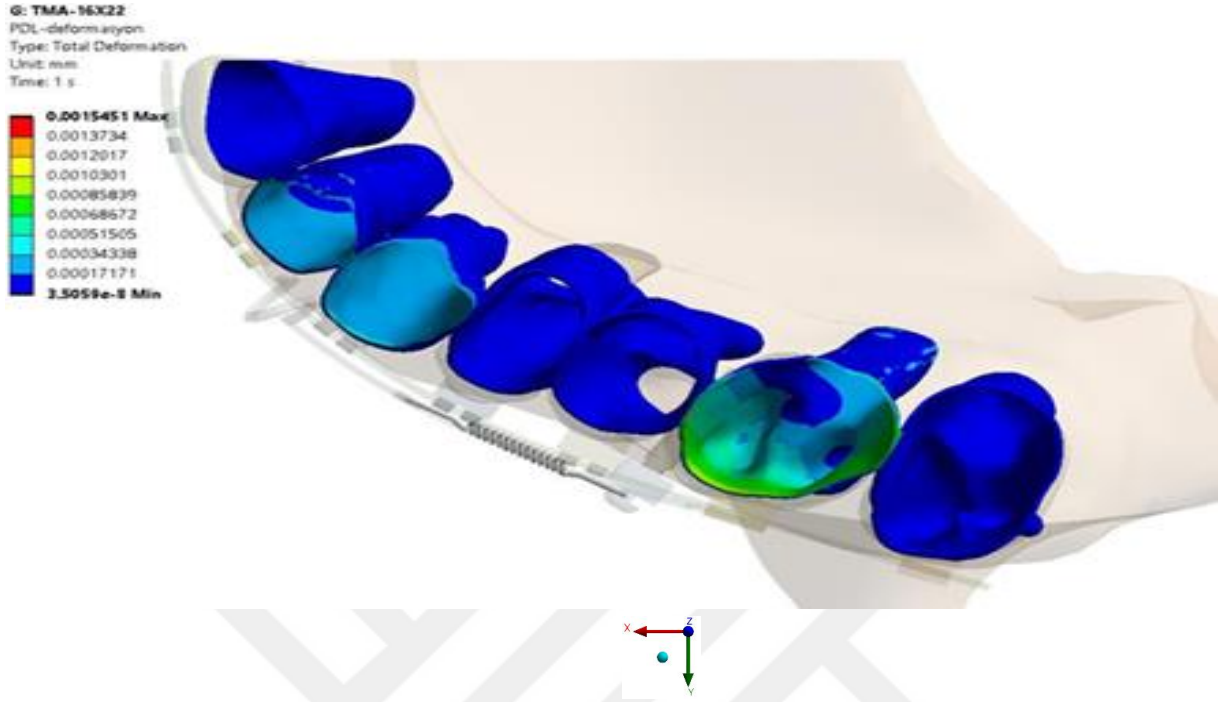


Şekil 3.19. Alveolar kemikteki toplam yer değişimi (2. senaryo)

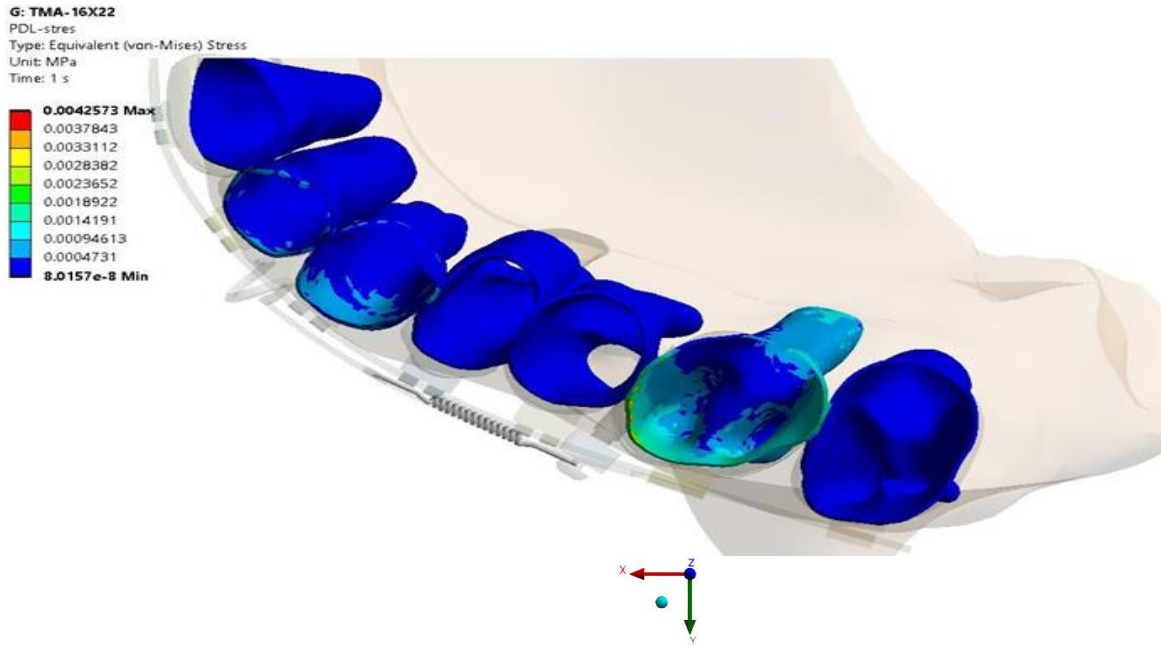
G: TMA-16X22
kemik-stres
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s



Şekil 3.20. Alveolar kemikteki toplam gerilim (2. senaryo)



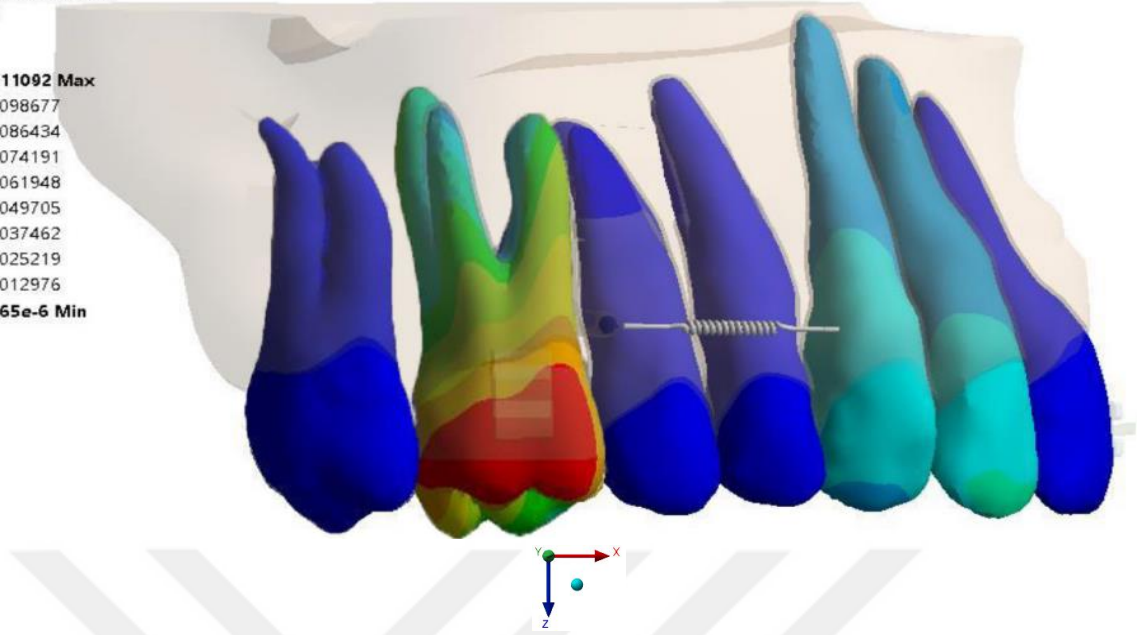
Şekil 3.21. PDL toplam yer değişimi (2. senaryo)



Şekil 3.22. PDL toplam gerilim (2. senaryo)

G: TMA-16X22
dis-deformasyon
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1 s

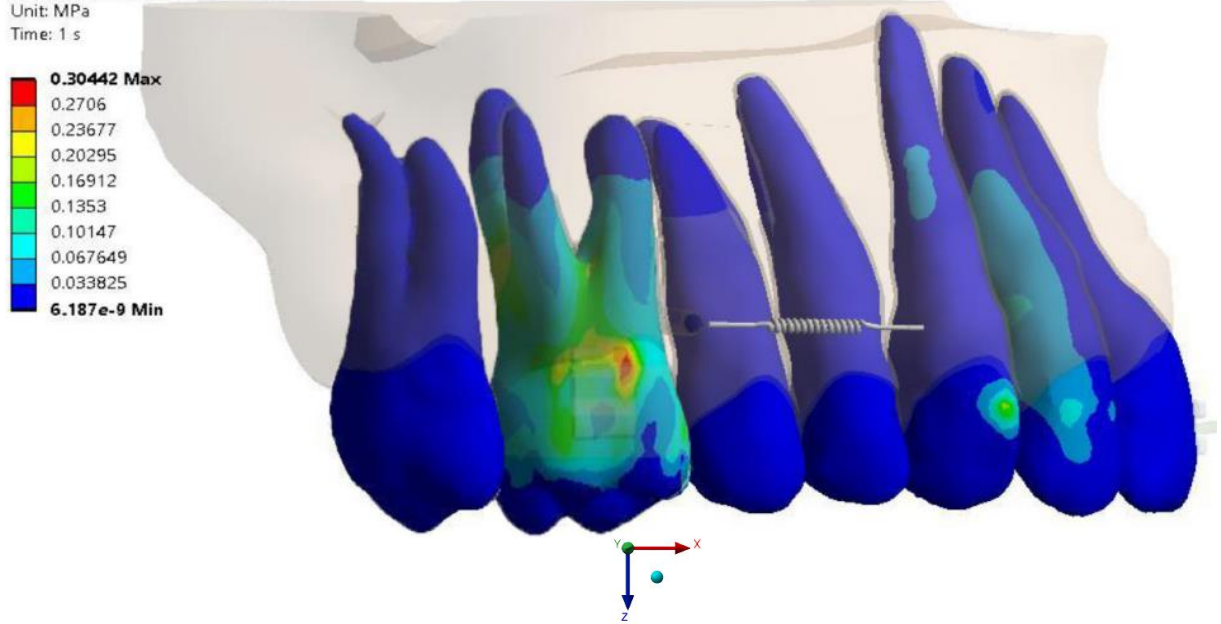
0.0011092 Max
0.00098677
0.00086434
0.00074191
0.00061948
0.00049705
0.00037462
0.00025219
0.00012976
7.3265e-6 Min



Şekil 3.23. Dişlerdeki toplam yer değişimi (2. senaryo)

G: TMA-16X22
dis-stres
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s

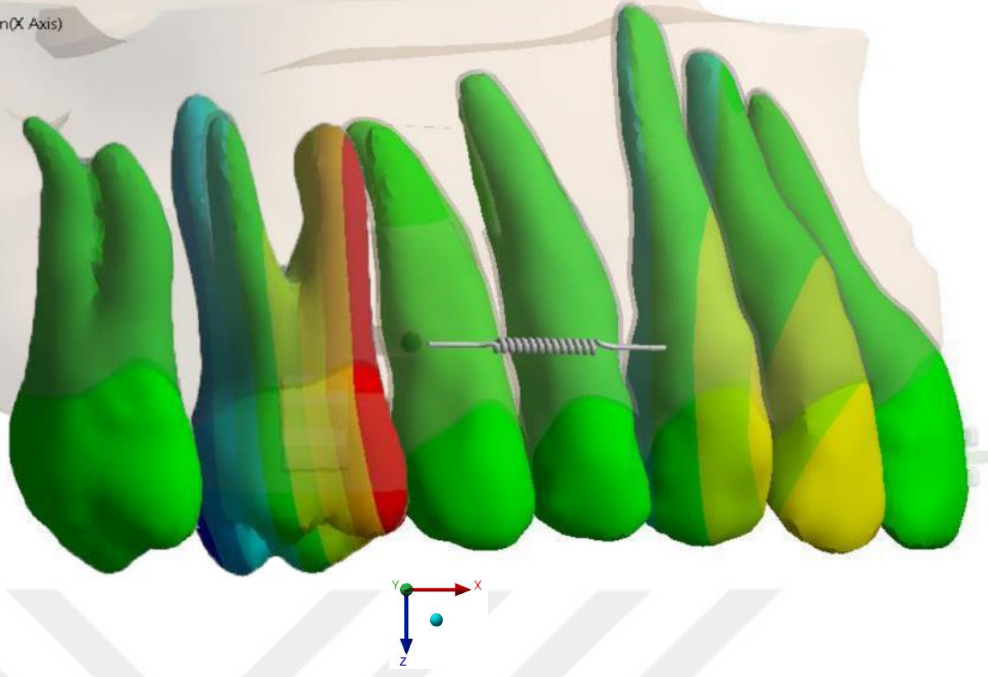
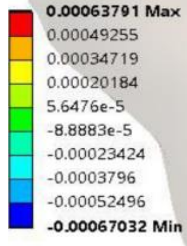
0.30442 Max
0.2706
0.23677
0.20295
0.16912
0.1353
0.10147
0.067649
0.033825
6.187e-9 Min



Şekil 3.24. Dişlerdeki toplam gerilme (2. senaryo)

G: TMA-16X22

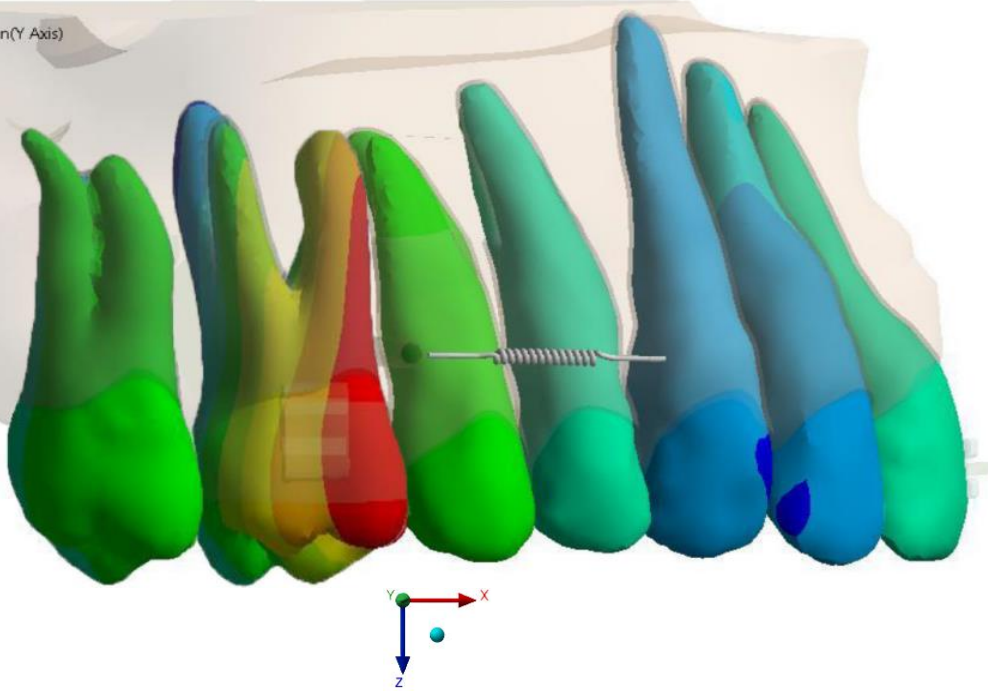
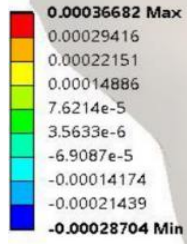
Directional Deformation
Type: Directional Deformation(X Axis)
Unit: mm
Global Coordinate System
Time: 1 s



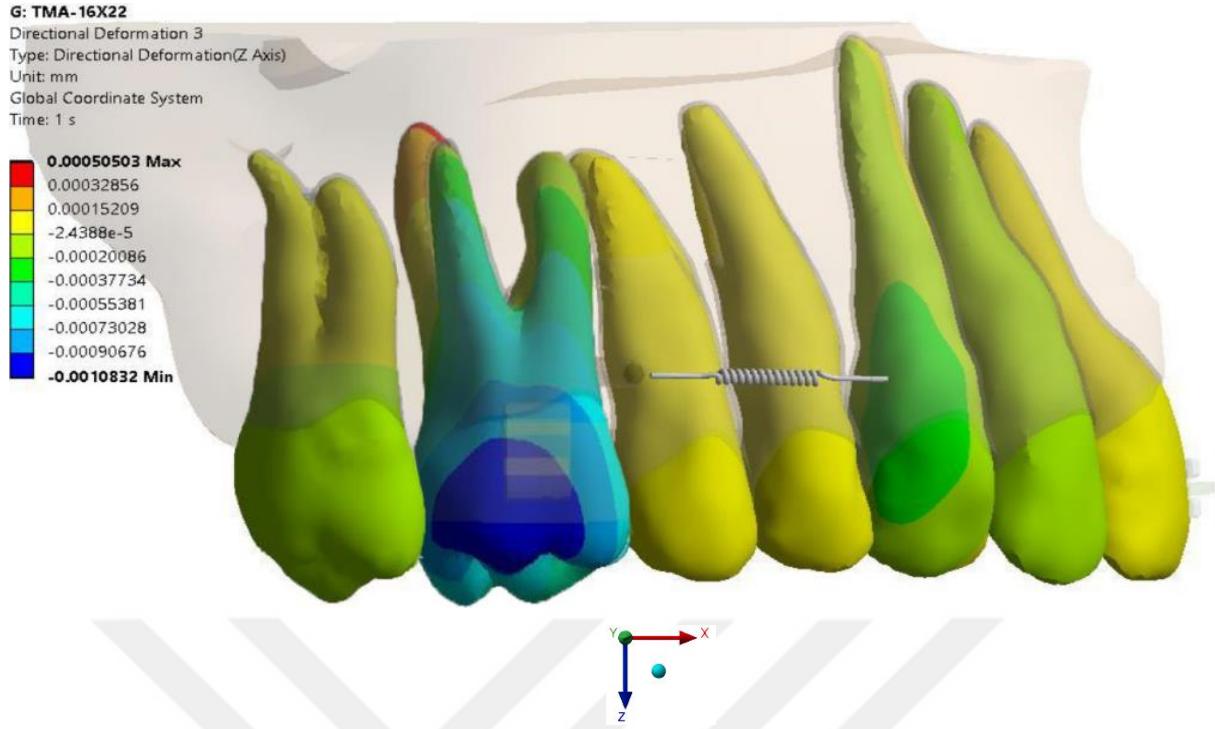
Şekil 3.25. Dişlerin X eksenindeki yer değişimi (2. senaryo)

G: TMA-16X22

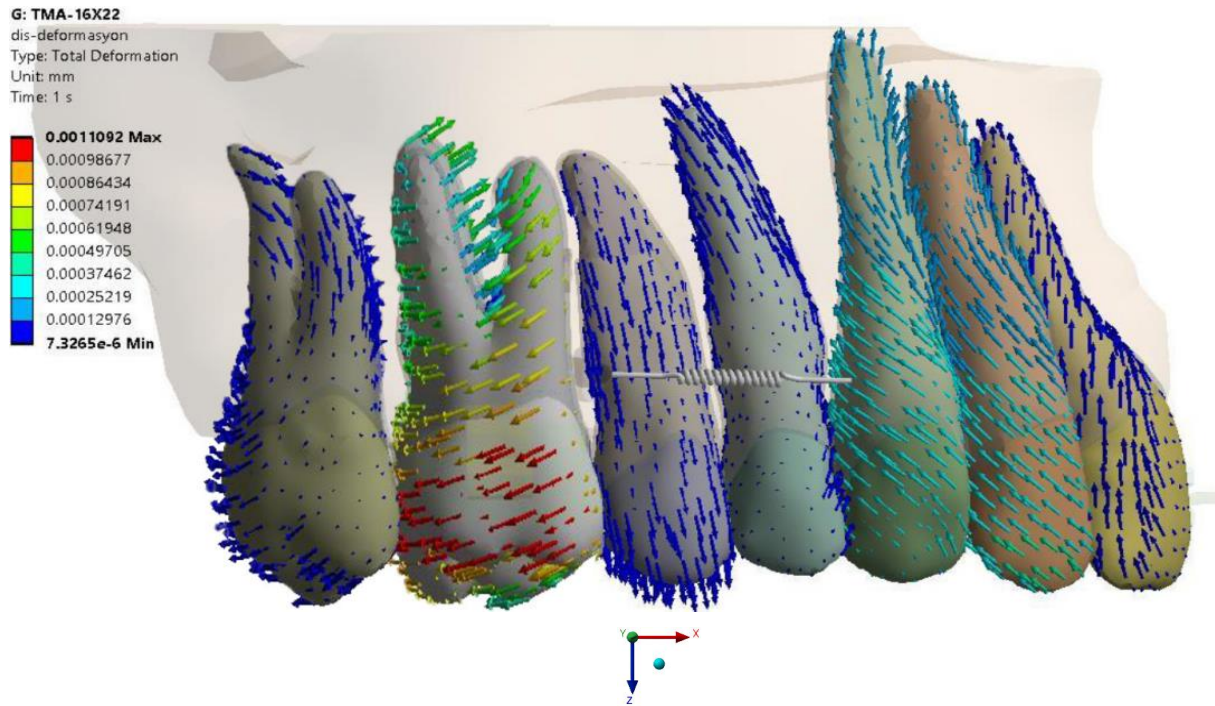
Directional Deformation 2
Type: Directional Deformation(Y Axis)
Unit: mm
Global Coordinate System
Time: 1 s



Şekil 3.26. Dişlerin Y eksenindeki yer değişimi (2. senaryo)



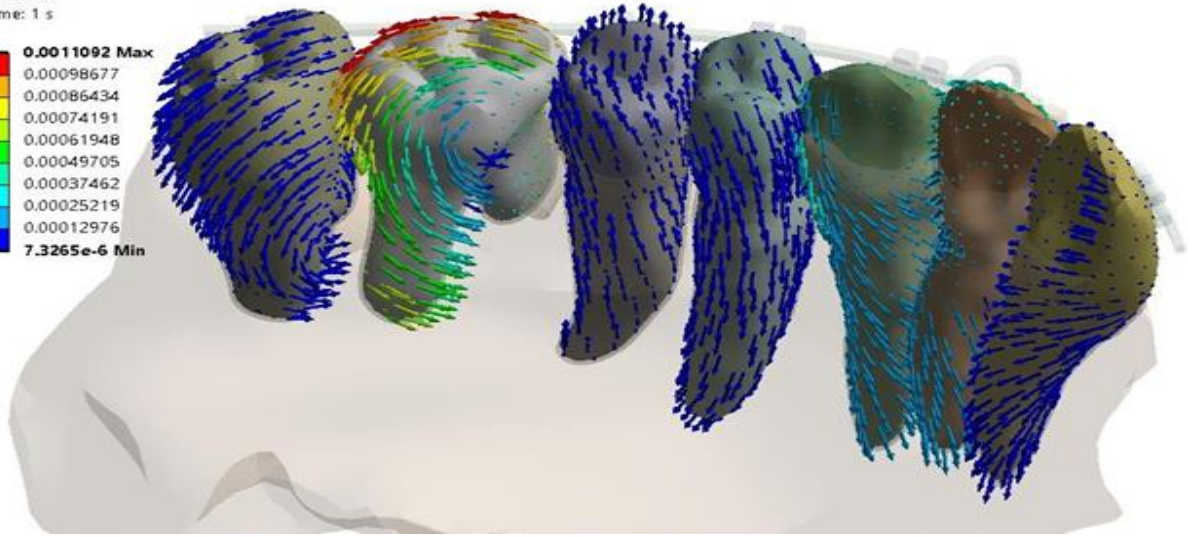
Şekil 3.27. Dişlerin Z eksenindeki yer değişimi (2. senaryo)



Şekil 3.28. Dişlerin tüm eksenlerdeki toplam yer değişimi (2. senaryo)

G: TMA-16X22
dis-deformasyon
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1 s

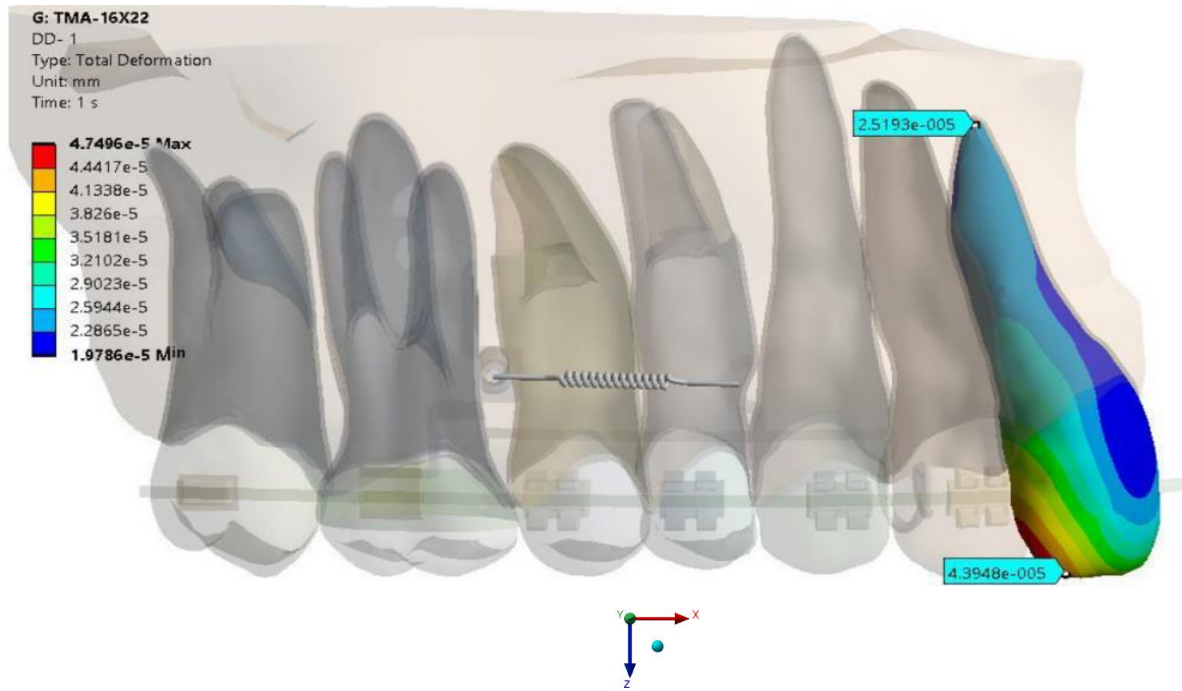
0.0011092 Max
0.00098677
0.00086434
0.00074191
0.00061948
0.00049705
0.00037462
0.00025219
0.00012976
7.3265e-6 Min



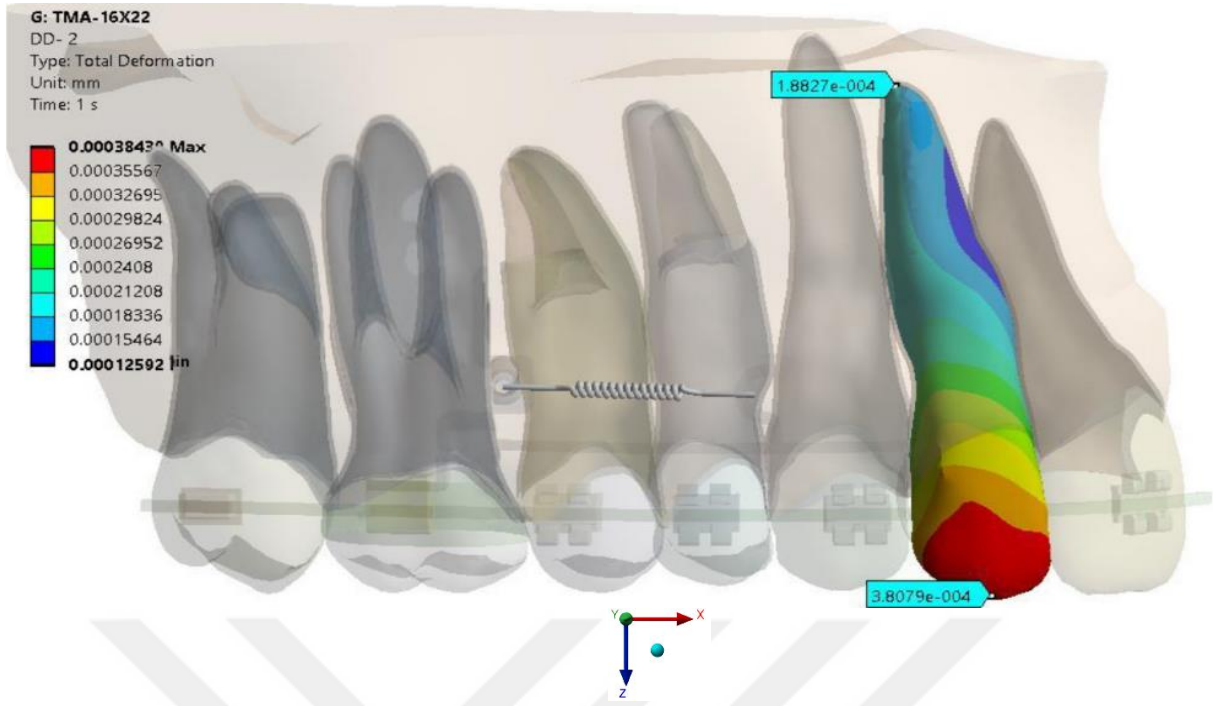
Şekil 3.29. Dişlerin tüm eksenlerdeki toplam yer değişimi (2. senaryo)

G: TMA-16X22
DD- 1
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1 s

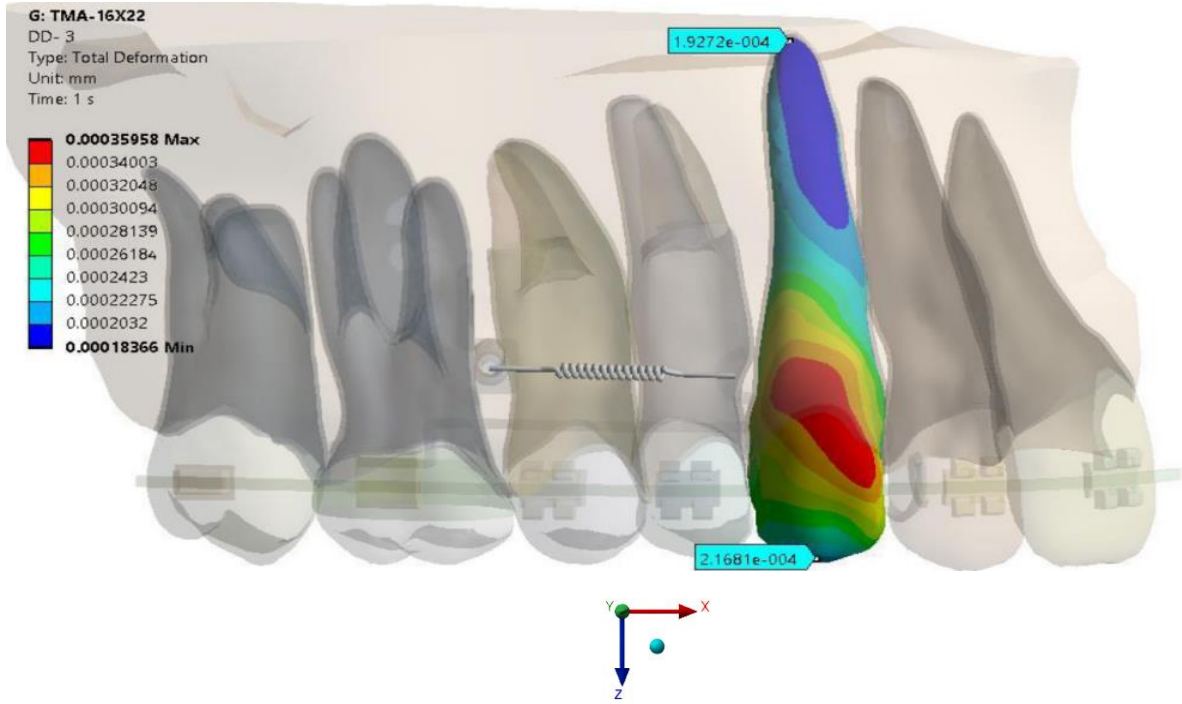
4.7496e-5 Max
4.4417e-5
4.1338e-5
3.826e-5
3.5181e-5
3.2102e-5
2.9023e-5
2.5944e-5
2.2865e-5
1.9786e-5 Min



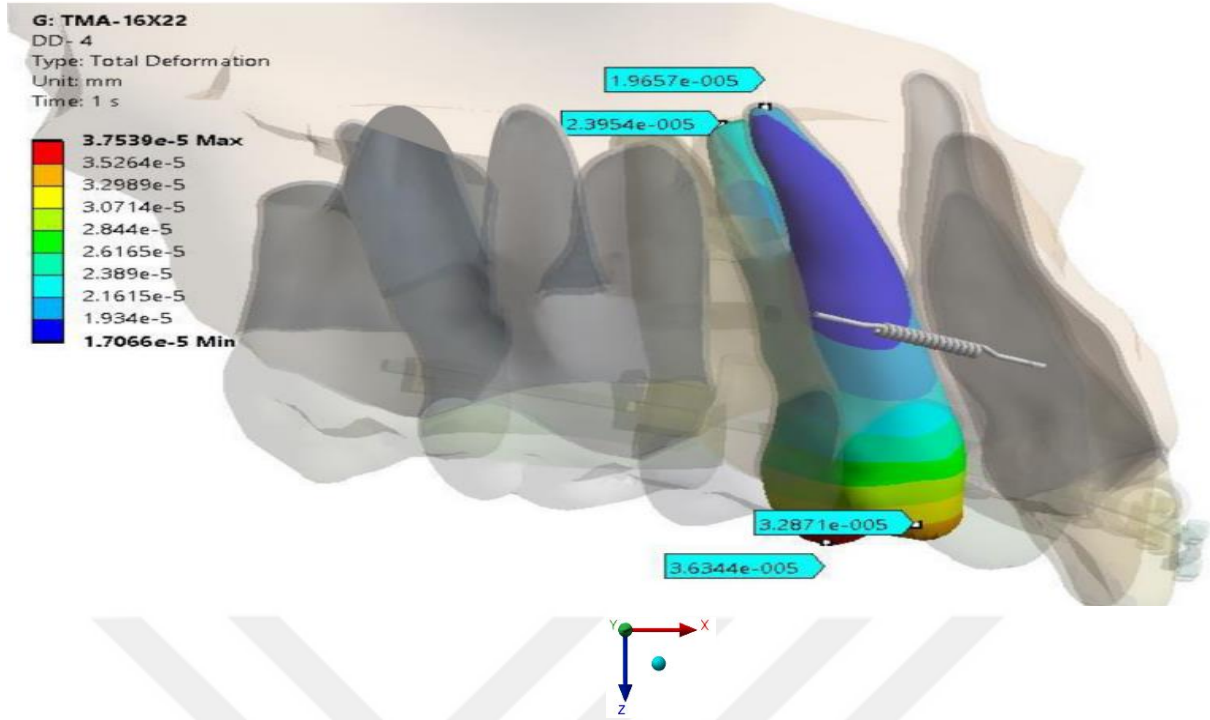
Şekil 3.30. Santral diş yer değişimi (2. senaryo)



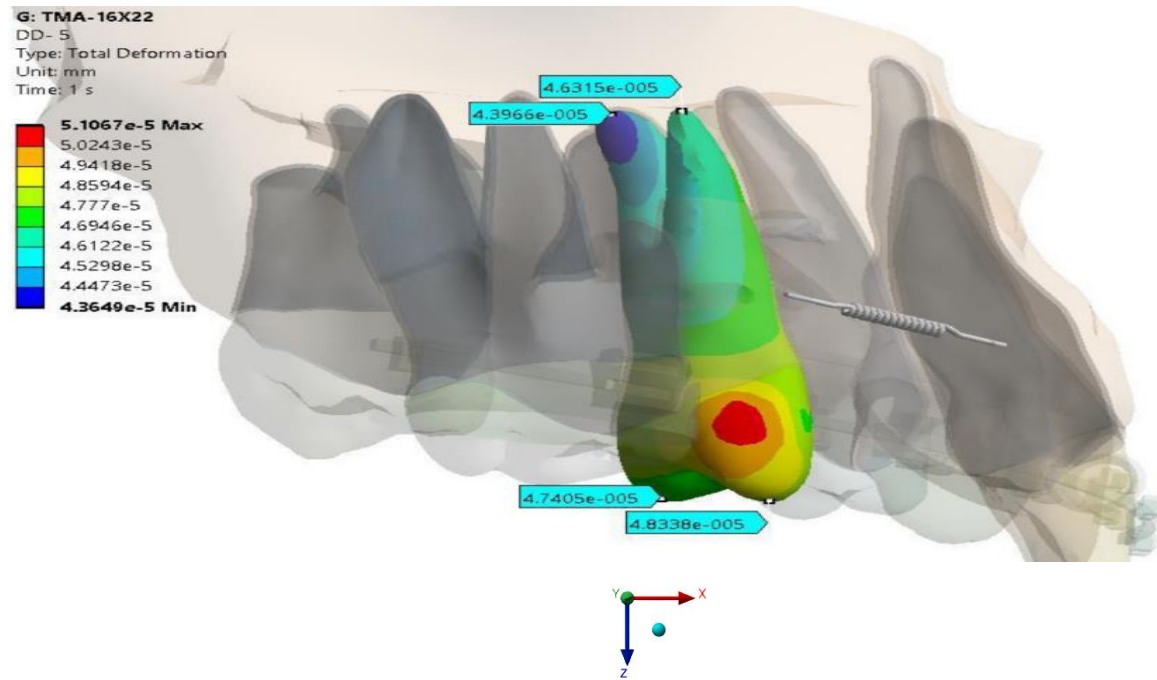
Şekil 3.31. Lateral diş yer değişimi (2. senaryo)



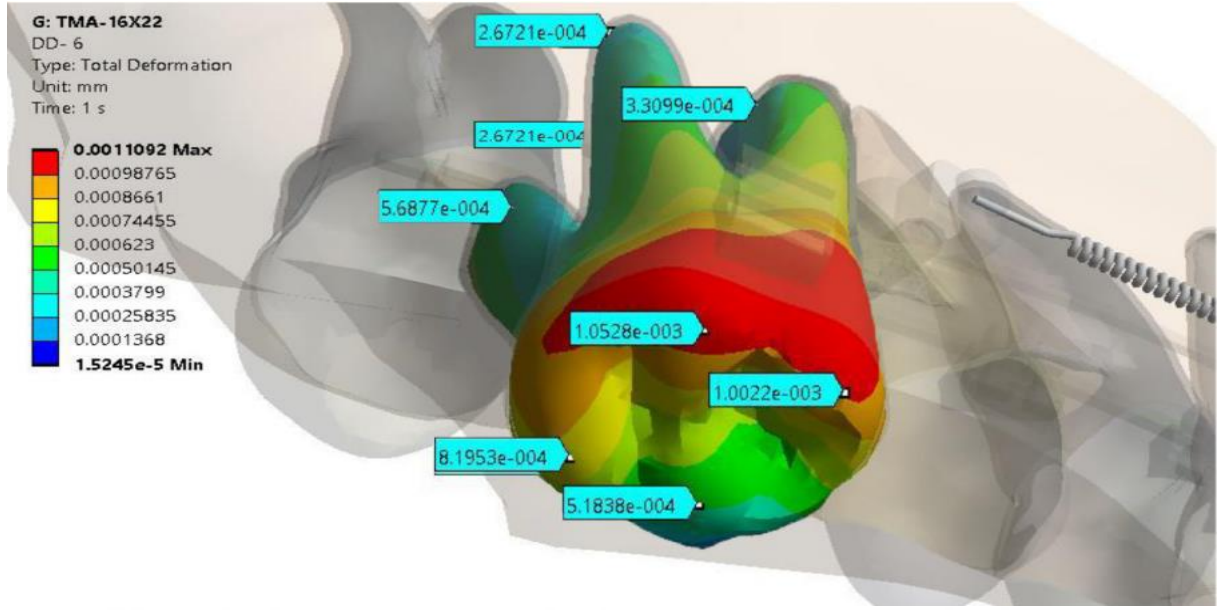
Şekil 3.32. Kanin diş yer değişimi (2. senaryo)



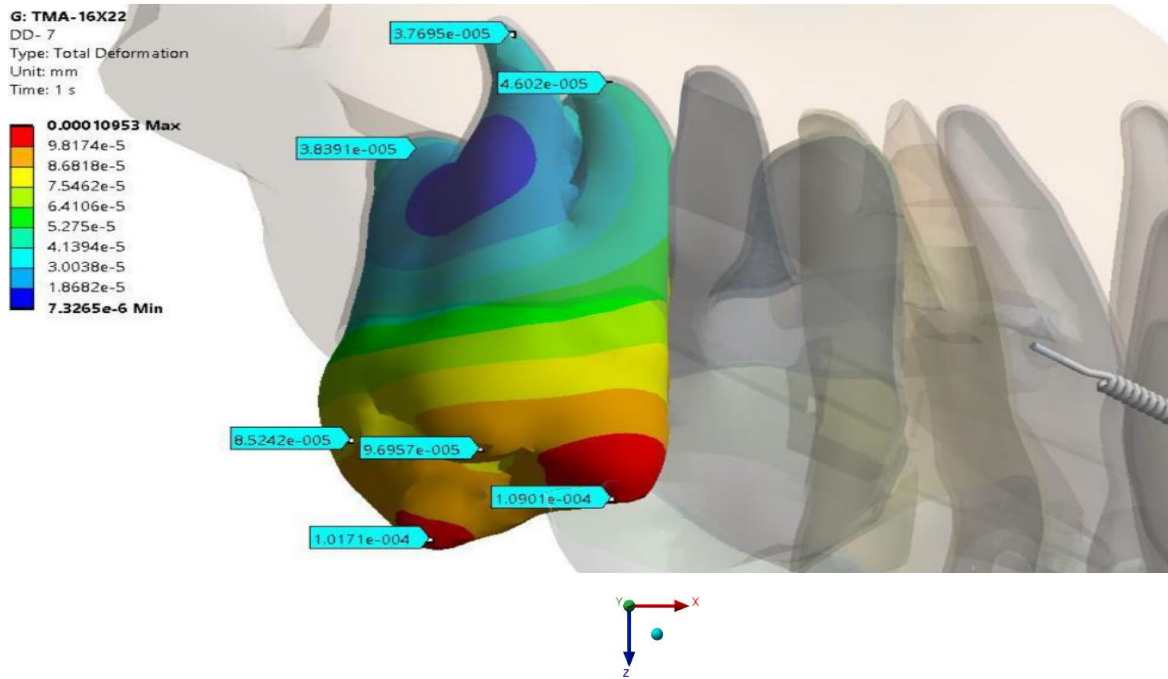
Şekil 3.33. Birinci premolar yer değişimi (2. senaryo)



Şekil 3.34. İkinci premolar diş yer değişimi (2. senaryo)



Şekil 3.35. Birinci molar diş yer değişimi (2. senaryo)



Şekil 3.36. İkinci molar diş yer değişimi (2. senaryo)

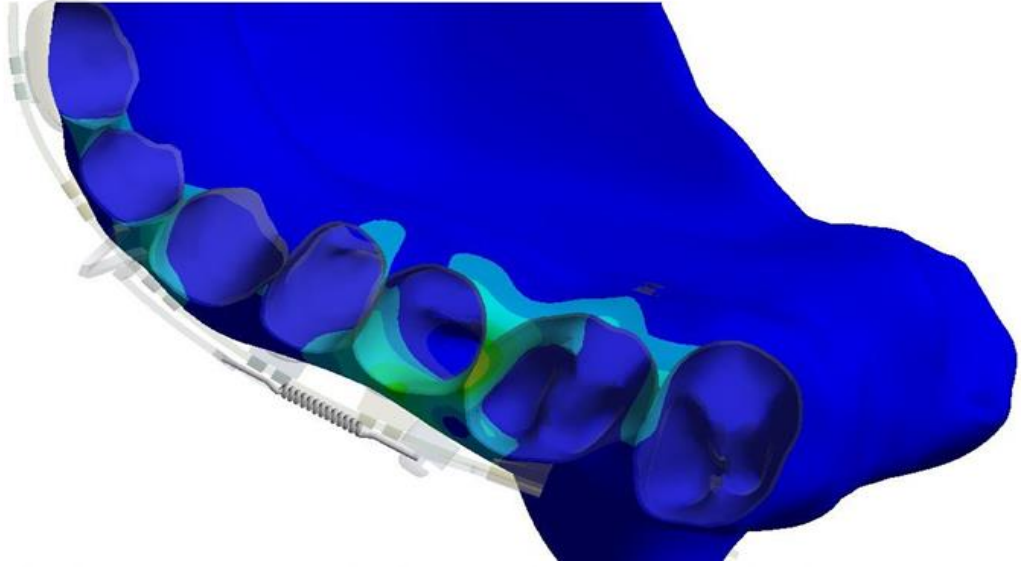
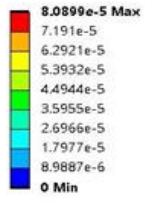
Üçüncü Senaryo:0.019x0.025 inç Paslanmaz Çelik Tel

Jig malzemesinin 0.019x0.025 inç ölçülerde ve paslanmaz çelik malzemesi ile olduğu durumda yapılan analizin her diş için eksenlere göre yer değiştirme miktarları Tablo.3.3. olarak eklenmiştir. Gerilme sonuçları görselleri aşağıdaki gibidir.

Tablo 3.3. Üçüncü senaryoda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları

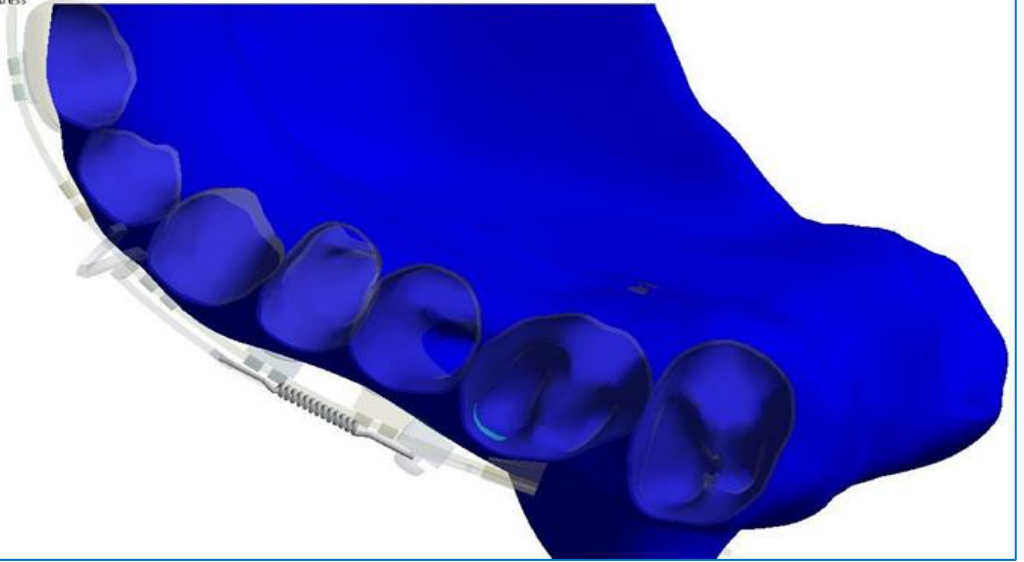
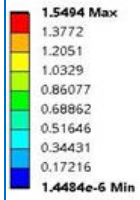
Diş	Yön	Minimum	Maksimum	Birim
Santral kesici diş	X	-3.41E-05	8.47E-05	mm
	Y	-6.85E-05	-3.07E-05	mm
	Z	-4.66E-05	-1.19E-05	mm
Lateral kesici diş	X	-2.83E-04	4.71E-04	mm
	Y	-4.31E-04	-3.52E-04	mm
	Z	-4.88E-04	3.82E-05	mm
Kanin diş	X	-1.11E-04	2.96E-04	mm
	Y	-5.84E-04	1.51E-05	mm
	Z	-2.04E-03	6.60E-05	mm
1.premolar diş	X	-1.20E-05	2.61E-04	mm
	Y	-1.66E-04	2.57E-04	mm
	Z	-1.13E-03	-4.40E-05	mm
2.premolar diş	X	-8.95E-06	8.47E-06	mm
	Y	5.26E-05	6.80E-05	mm
	Z	-8.01E-06	2.20E-05	mm
1.molar diş	X	-7.65E-04	6.75E-04	mm
	Y	-3.53E-04	4.09E-04	mm
	Z	-1.22E-03	5.29E-04	mm
2.molar diş	X	-5.50E-05	1.58E-05	mm
	Y	-3.21E-05	6.59E-05	mm
	Z	-1.01E-04	4.13E-05	mm

B: SS-19X25
kemik-deformasyon
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1 s



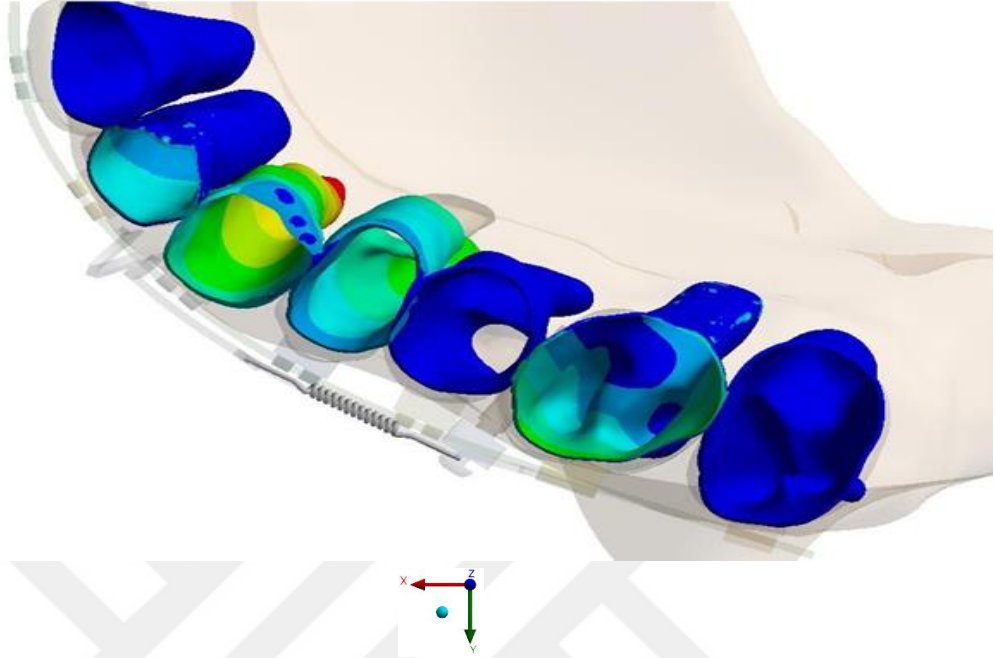
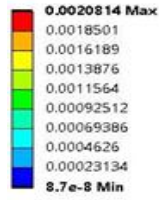
Şekil 3.37. Alveolar kemikteki toplam yer değişimi (3. senaryo)

B: SS-19X25
kemik-stres
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s



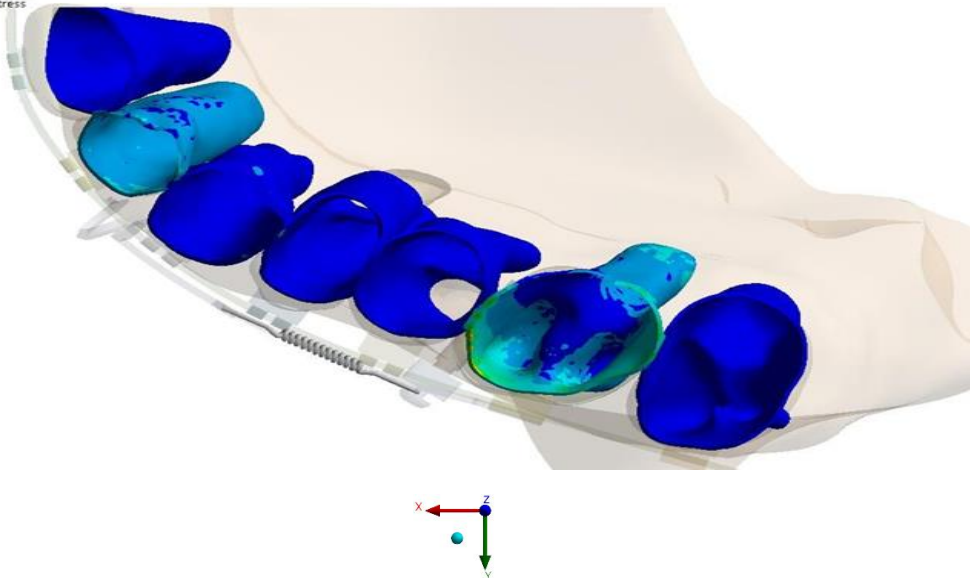
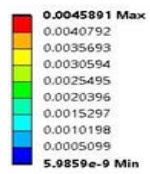
Şekil 3.38. Alveolar kemikteki toplam gerilim (3. senaryo)

B: SS-19X25
PDL-deformasyon
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1 s

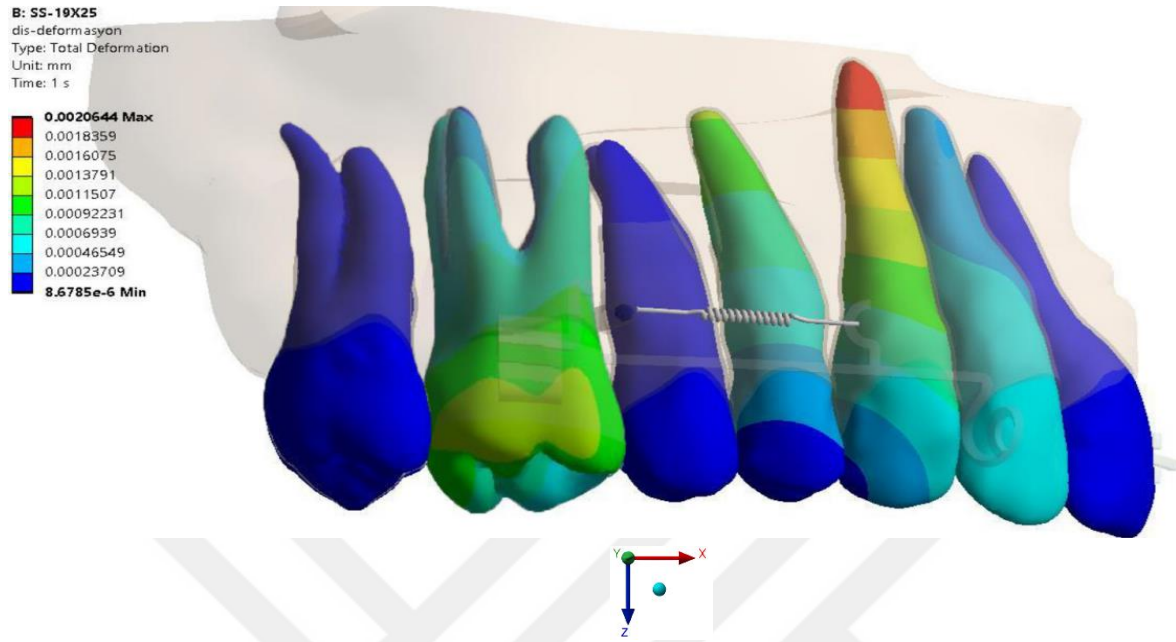


Şekil 3.39. PDL toplam yer değişimi (3. senaryo)

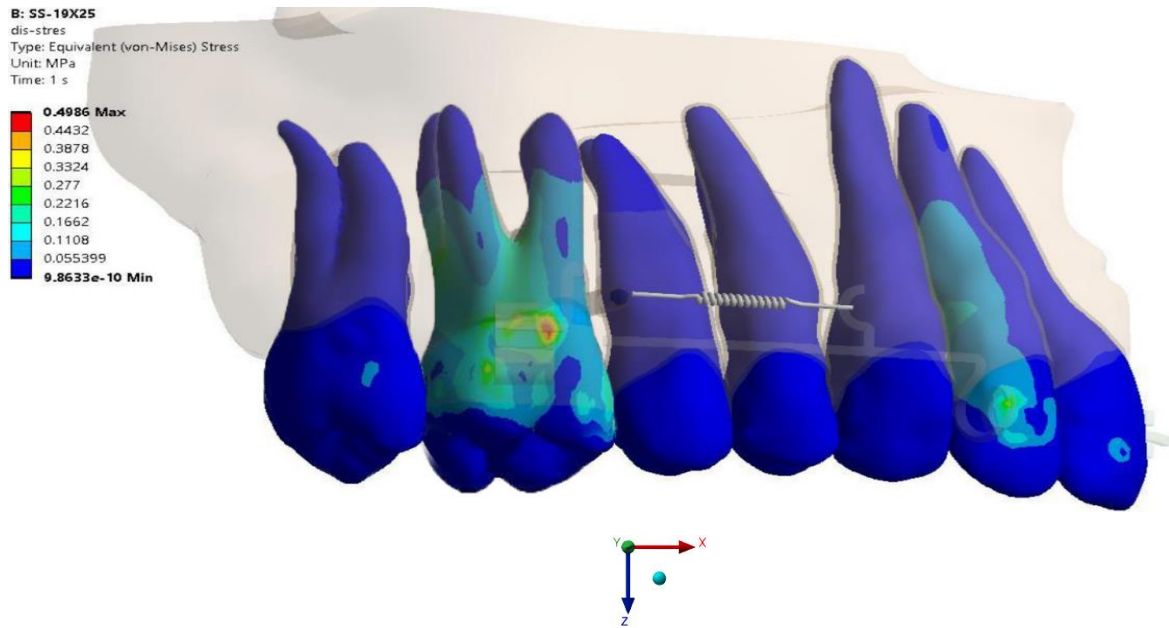
B: SS-19X25
PDL-stres
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1 s



Şekil 3.40. PDL toplam gerilme (3. senaryo)



Şekil 3.41. Dişlerdeki toplam yer değişimi (3. senaryo)

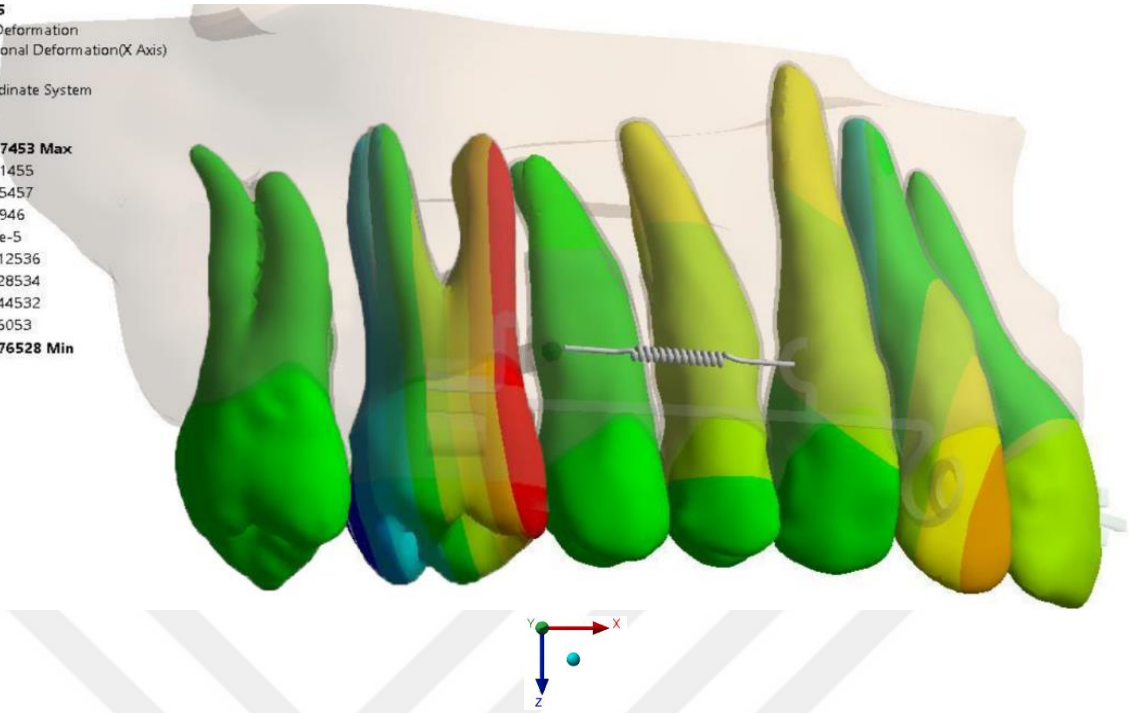


Şekil 3.42. Dişlerdeki toplam gerilme (3. senaryo)

B: SS-19X25

Directional Deformation
Type: Directional Deformation(X Axis)
Unit: mm
Global Coordinate System
Time: 1 s

0.00067453 Max
0.00051455
0.00035457
0.0001946
3.4616e-5
-0.00012536
-0.00028534
-0.00044532
-0.0006053
-0.00076528 Min

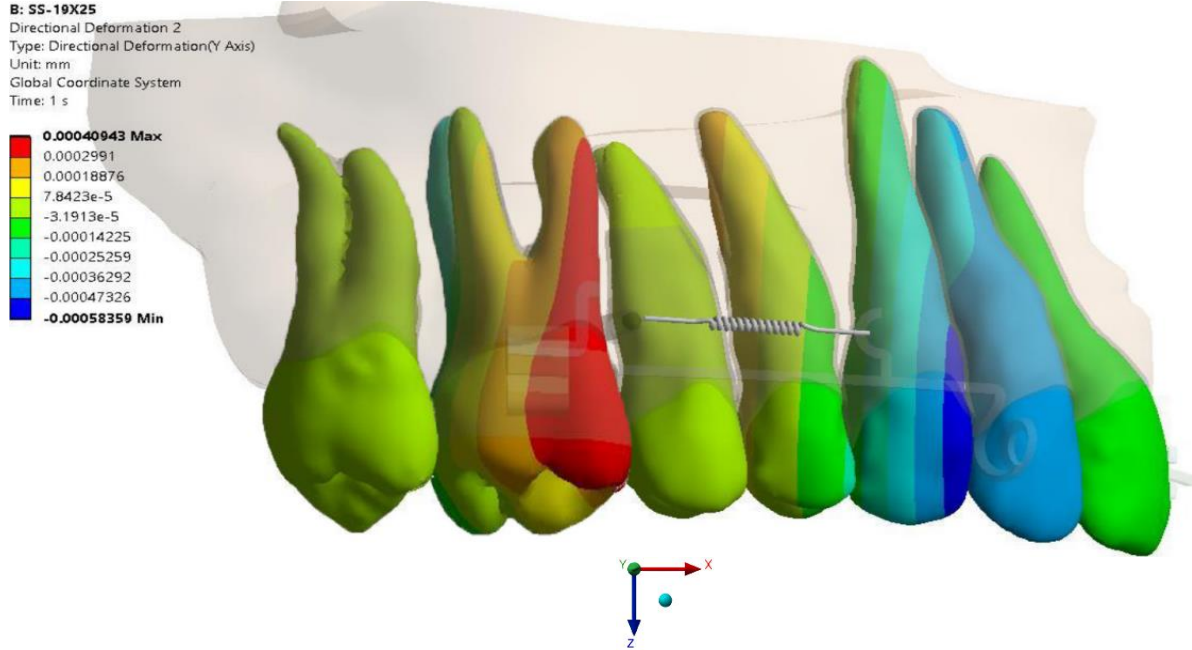


Şekil 3.43. Dişlerin X eksenindeki yer değişimi (3. senaryo)

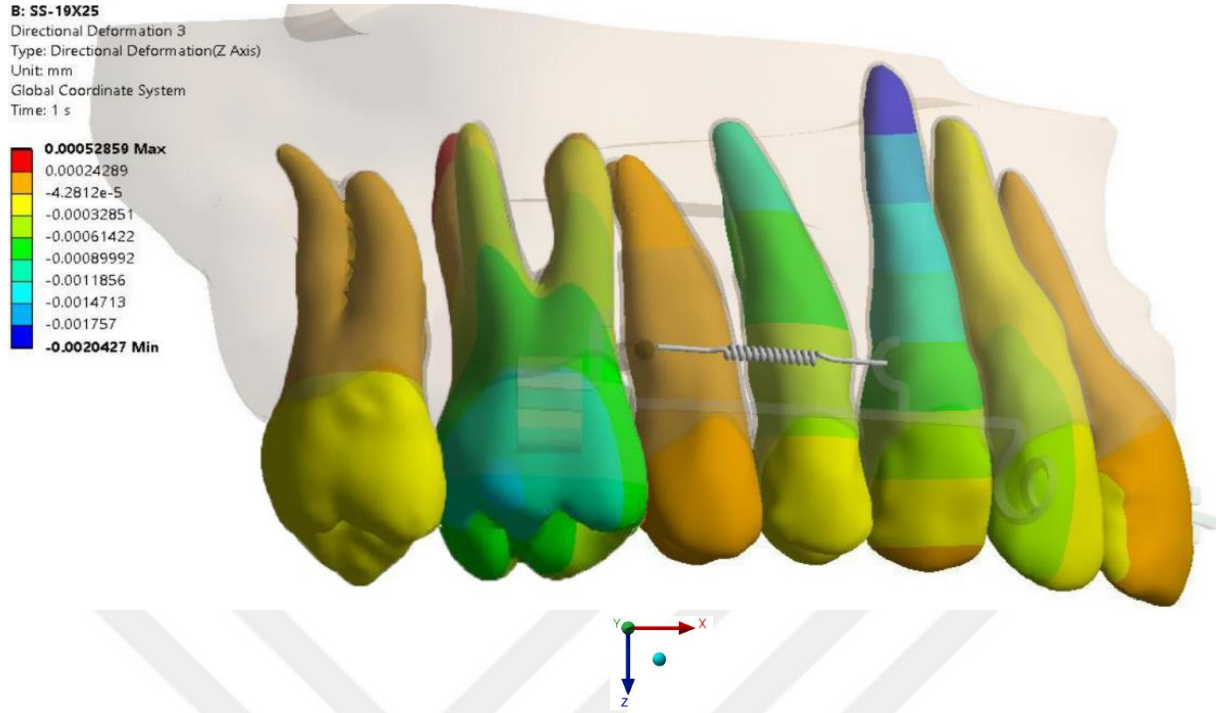
B: SS-19X25

Directional Deformation 2
Type: Directional Deformation(Y Axis)
Unit: mm
Global Coordinate System
Time: 1 s

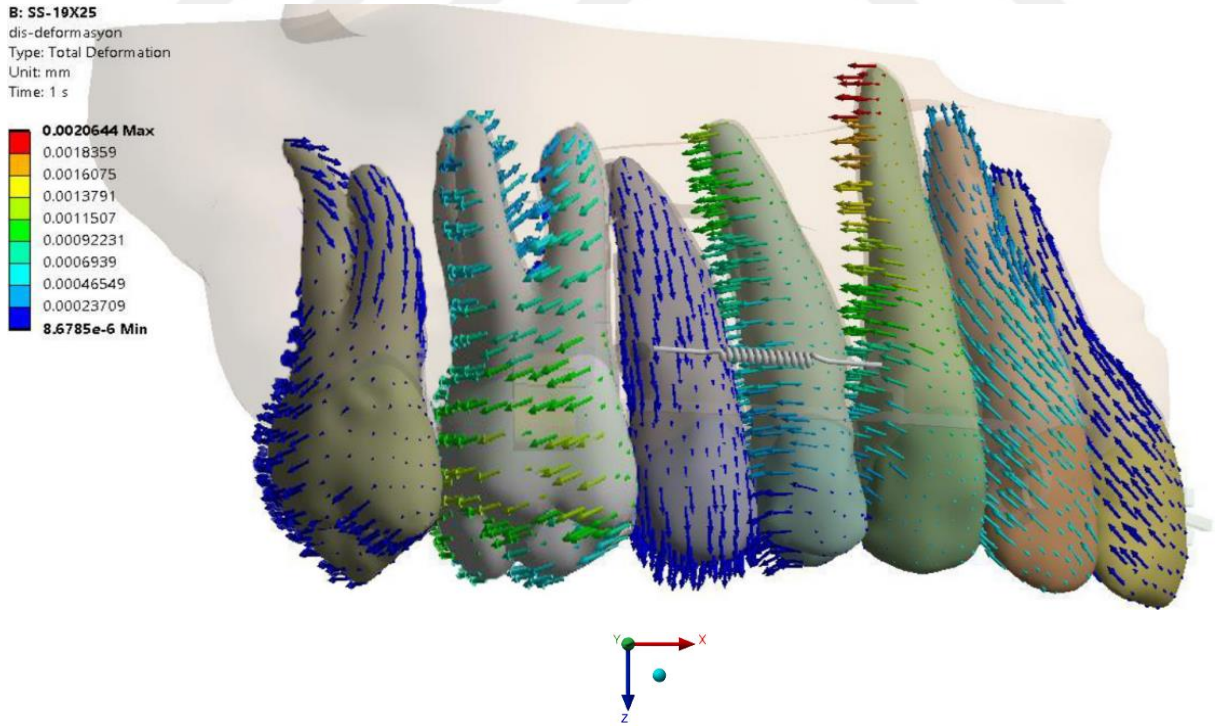
0.00040943 Max
0.0002991
0.00018876
7.8423e-5
-3.1913e-5
-0.00014225
-0.00025259
-0.00036292
-0.00047326
-0.00058359 Min



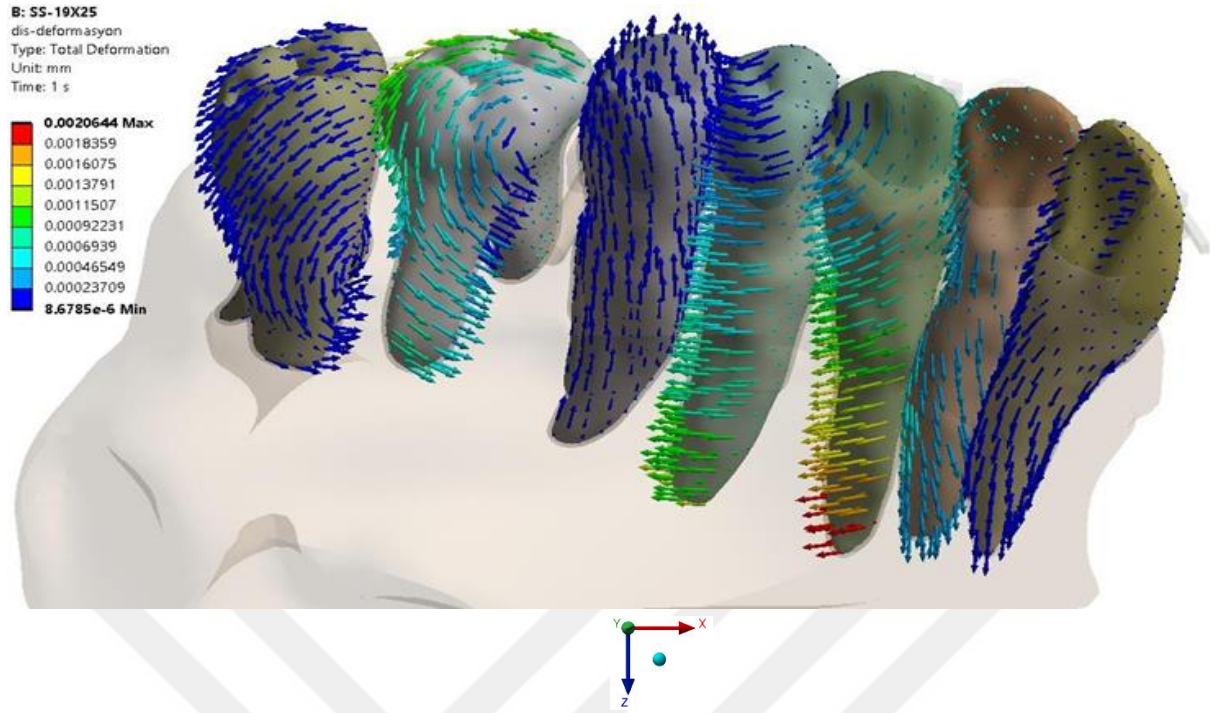
Şekil 3.44. Dişlerin Y eksenindeki yer değişimi (3. senaryo)



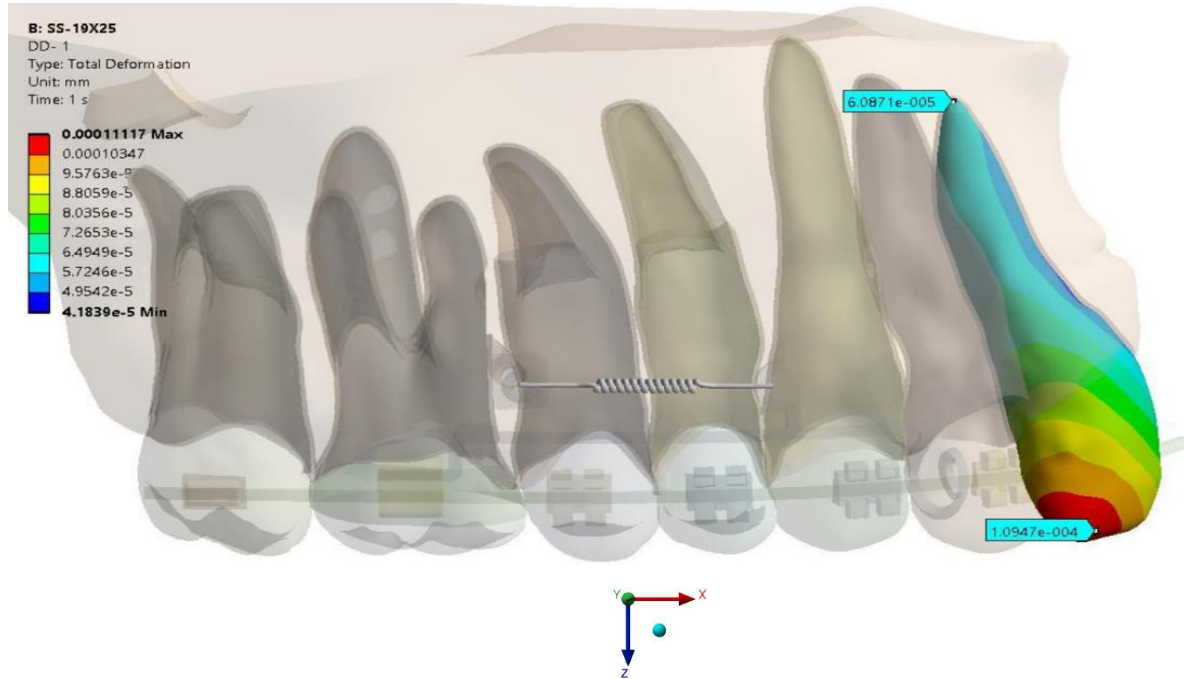
Şekil 3.45. Dişlerin Z eksenindeki yer değişimi (3. senaryo)



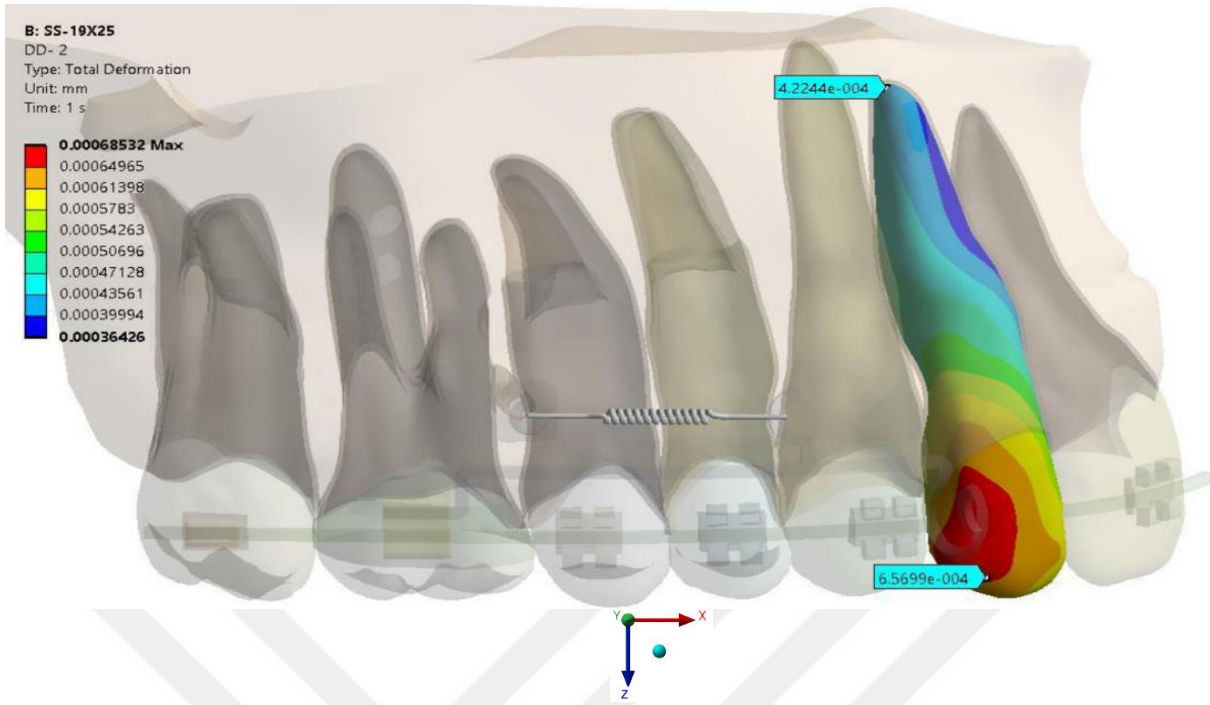
Şekil 3.46. Dişlerin tüm eksenlerdeki toplam yer değişimi (3. senaryo)



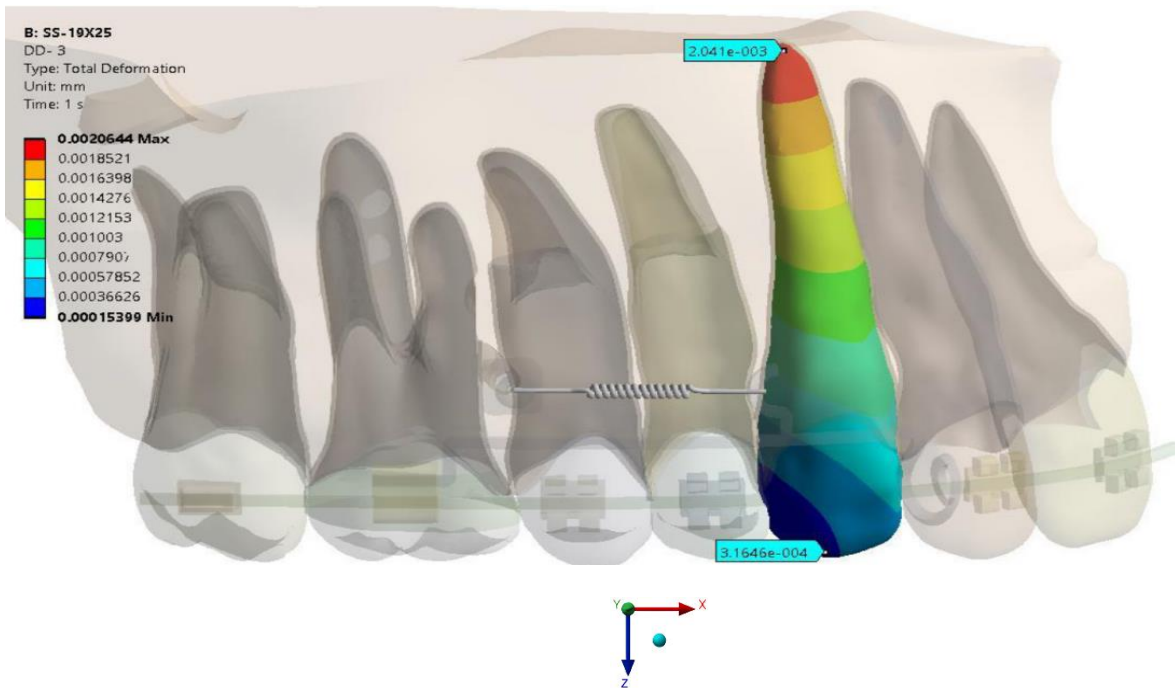
Şekil 3.47. Dişlerin tüm eksenlerdeki toplam yer değişimi (3. senaryo)



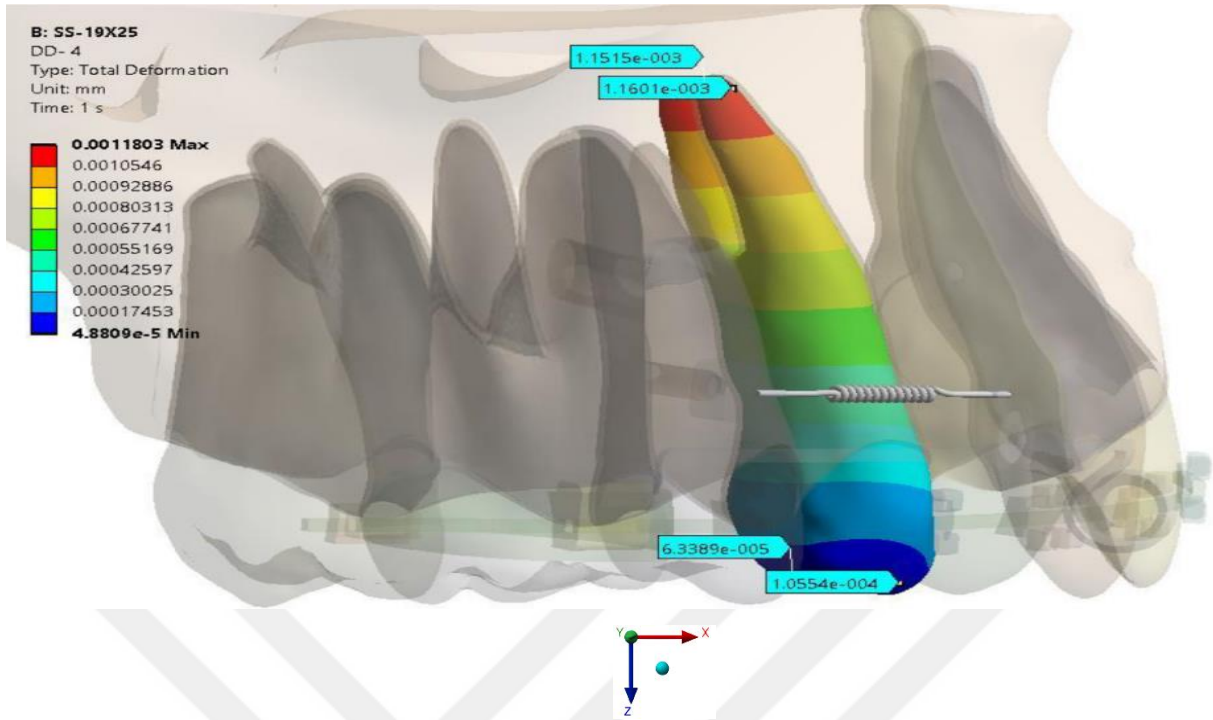
Şekil 3.48. Santral diş yer değişimi (3. senaryo)



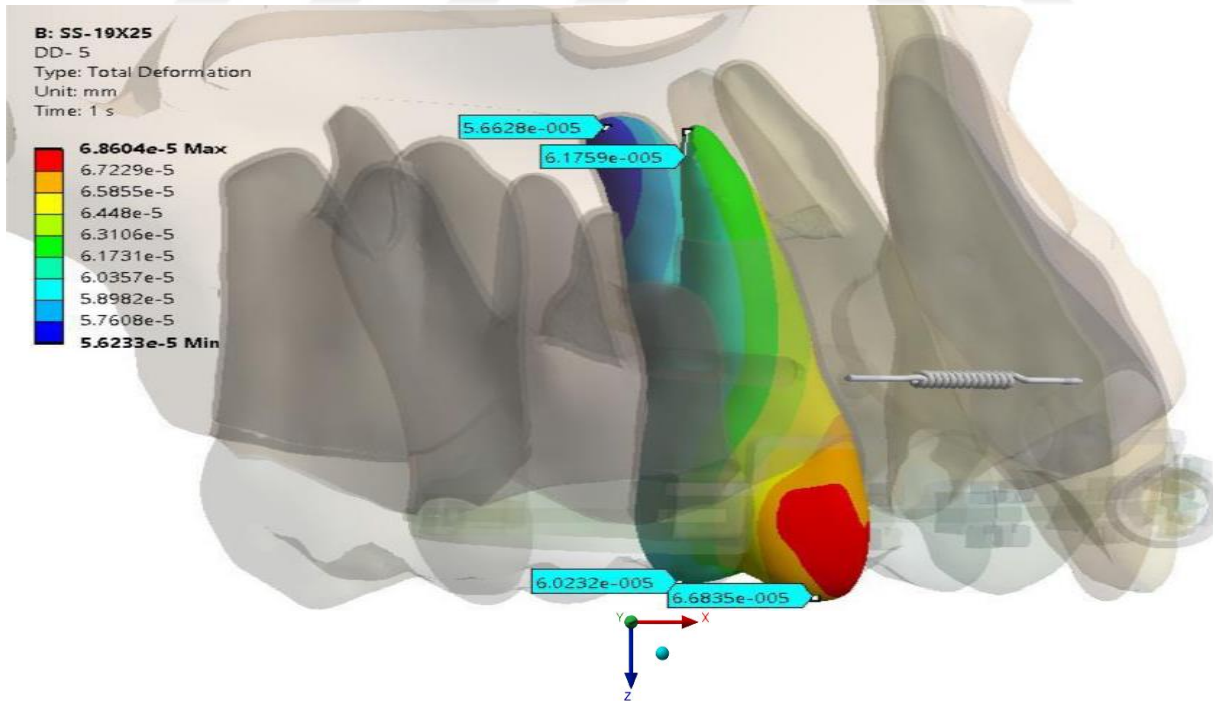
Şekil 3.49. Lateral diş yer değişimi (3. senaryo)



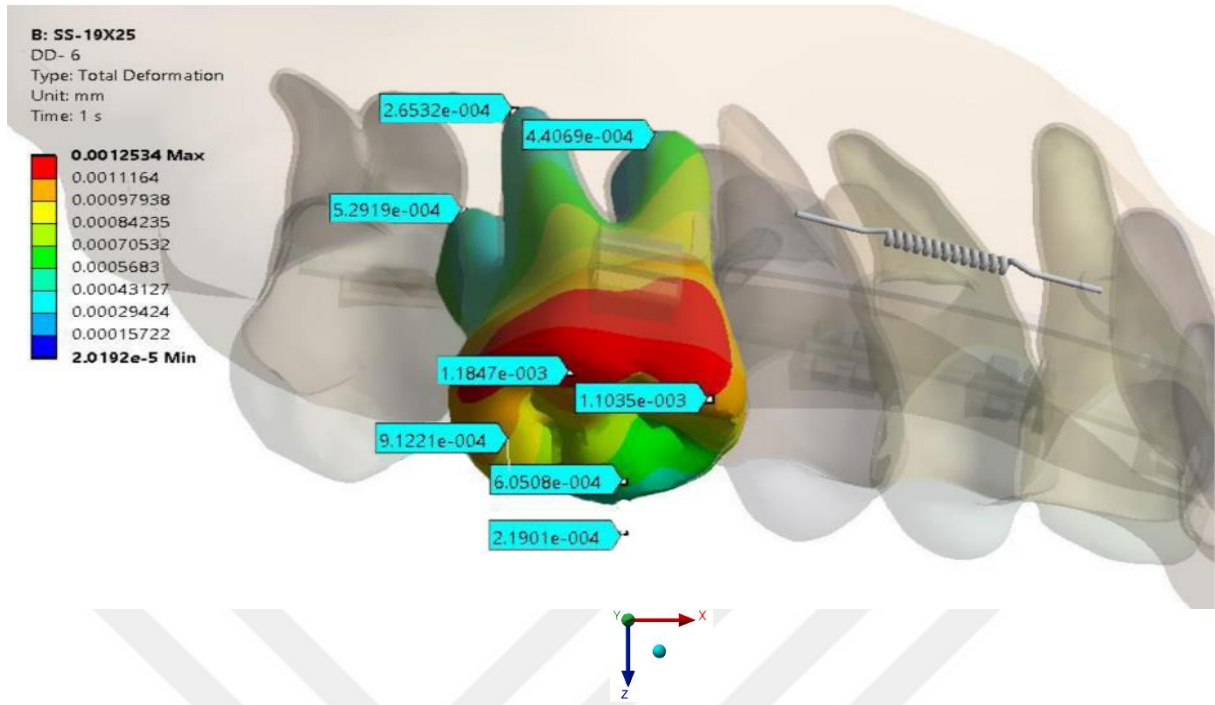
Şekil 3.50. Kanin diş yer değişimi (3. senaryo)



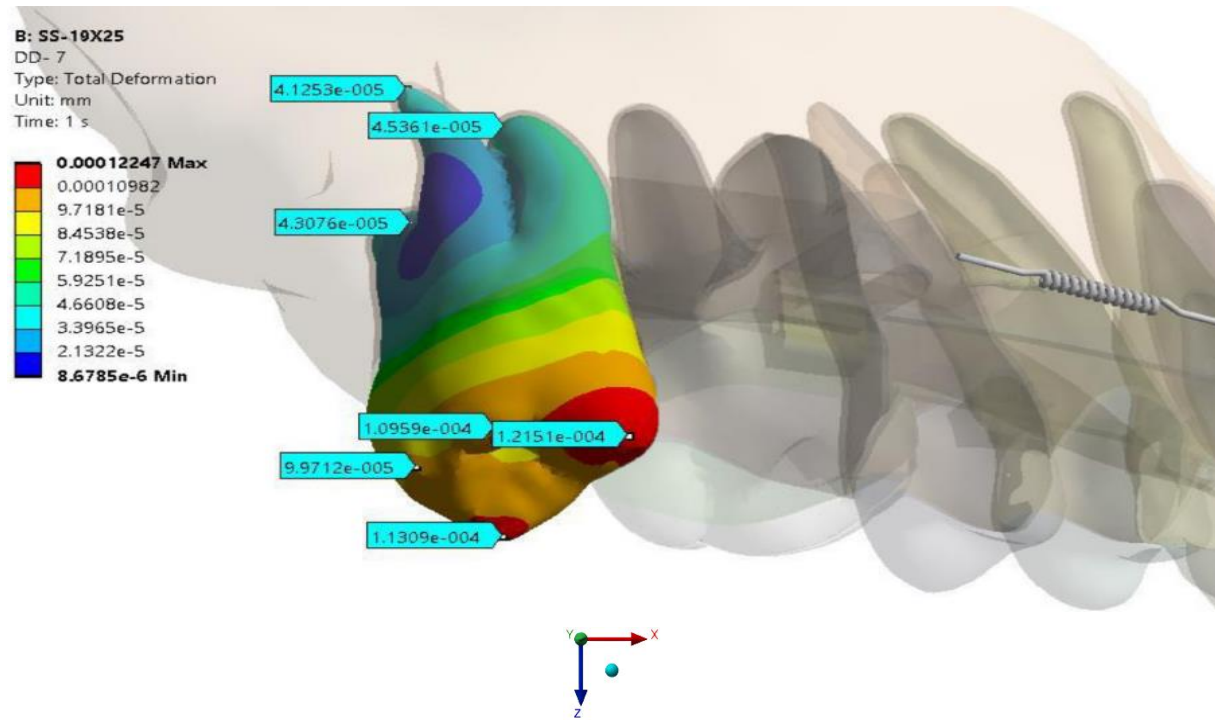
Şekil 3.51. Birinci premolar diş yer değişimi (3. senaryo)



Şekil 3.52. İkinci premolar diş yer değişimi (3. senaryo)



Şekil 3.53. Birinci molar diş yer değişimi (3. senaryo)



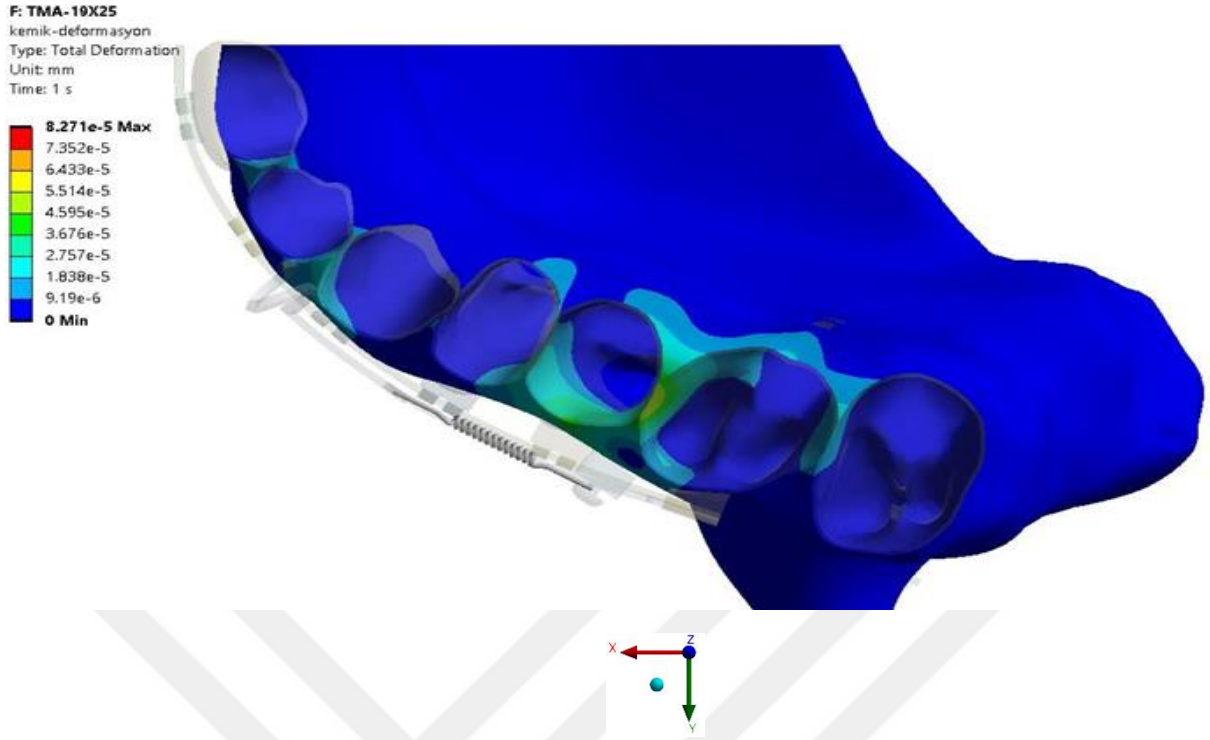
Şekil 3.54. İkinci molar diş yer değişimi (3. senaryo)

Dördüncü Senaryo:0.019x0.025 inç TMA Tel

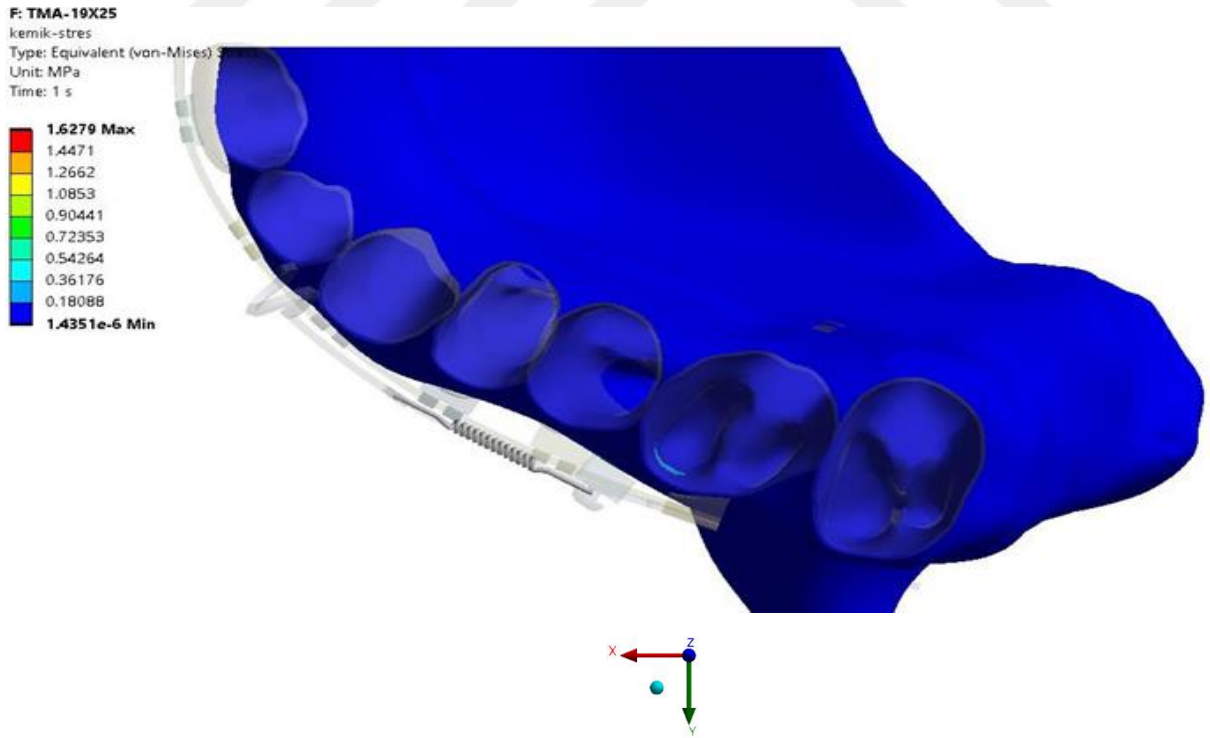
Jig malzemesinin 0.019x0.025 inç ölçülerde ve TMA(Beta-Ti) malzemesi ile olduğu durumda yapılan analizin her diş için eksenlere göre yer değiştirme miktarları Tablo.3.4. olarak eklenmiştir. Gerilme sonuçları görselleri de aşağıdaki gibidir.

Tablo 3.4. Dördüncü senaryoda dişlerin toplam yer değiştirme miktarları

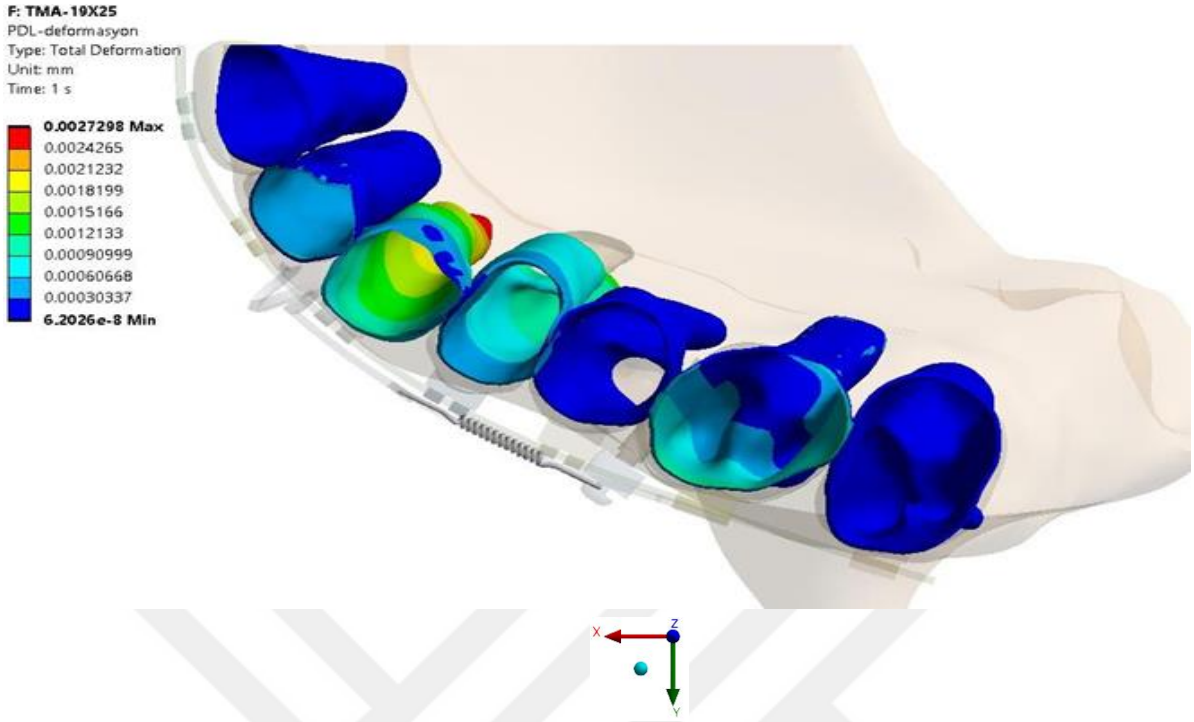
Diş	Yön	Minimum	Maksimum	Birim
Santral kesici diş	X	-3.38E-05	8.32E-05	mm
	Y	-6.93E-05	-3.08E-05	mm
	Z	-4.38E-05	-1.30E-05	mm
Lateral kesici diş	X	-2.70E-04	4.62E-04	mm
	Y	-4.40E-04	-3.55E-04	mm
	Z	-4.60E-04	2.45E-05	mm
Kanin diş	X	-9.68E-05	9.12E-05	mm
	Y	-5.75E-04	2.72E-04	mm
	Z	-2.70E-03	1.38E-04	mm
1.premolar diş	X	-1.80E-06	5.95E-05	mm
	Y	-8.87E-05	4.45E-04	mm
	Z	-1.26E-03	-7.23E-05	mm
2.premolar diş	X	-1.11E-05	9.80E-06	mm
	Y	5.44E-05	7.12E-05	mm
	Z	-1.20E-05	2.61E-05	mm
1.molar diş	X	-7.74E-04	6.87E-04	mm
	Y	-3.55E-04	4.08E-04	mm
	Z	-1.23E-03	5.35E-04	mm
2.molar diş	X	-5.57E-05	1.59E-05	mm
	Y	-3.21E-05	6.59E-05	mm
	Z	-1.00E-04	4.15E-05	mm



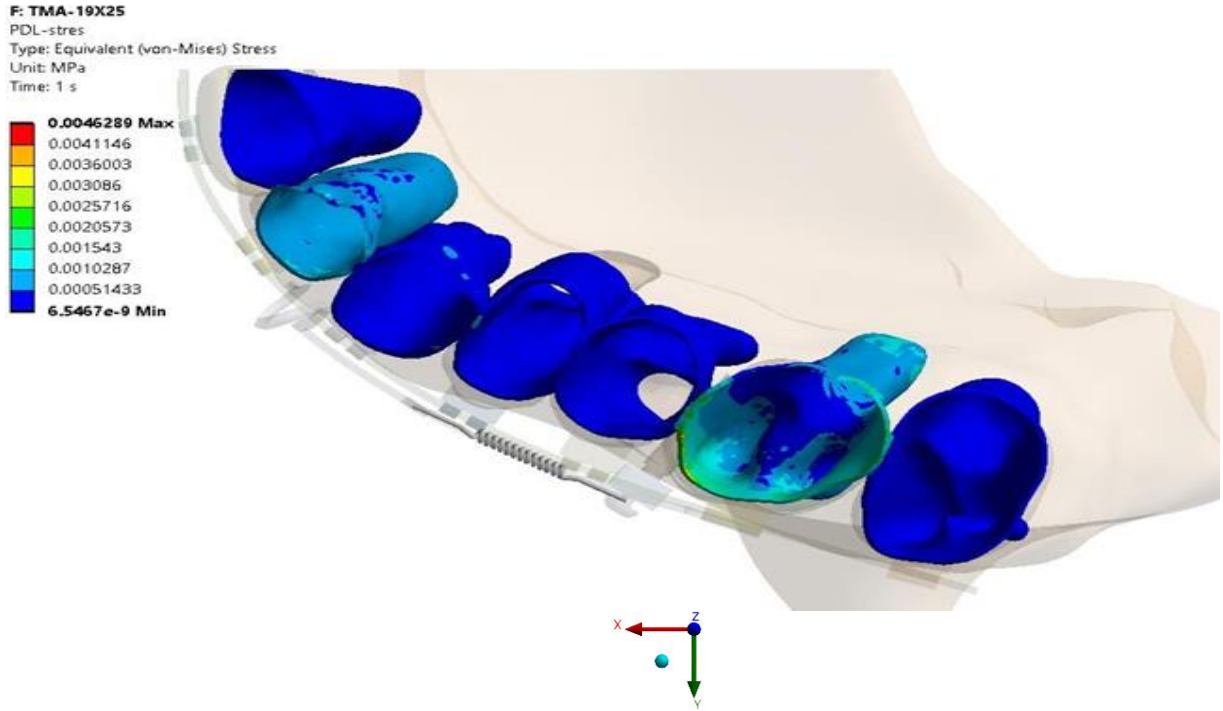
Şekil 3.55. Alveolar kemikteki toplam yer değişimi (4. senaryo)



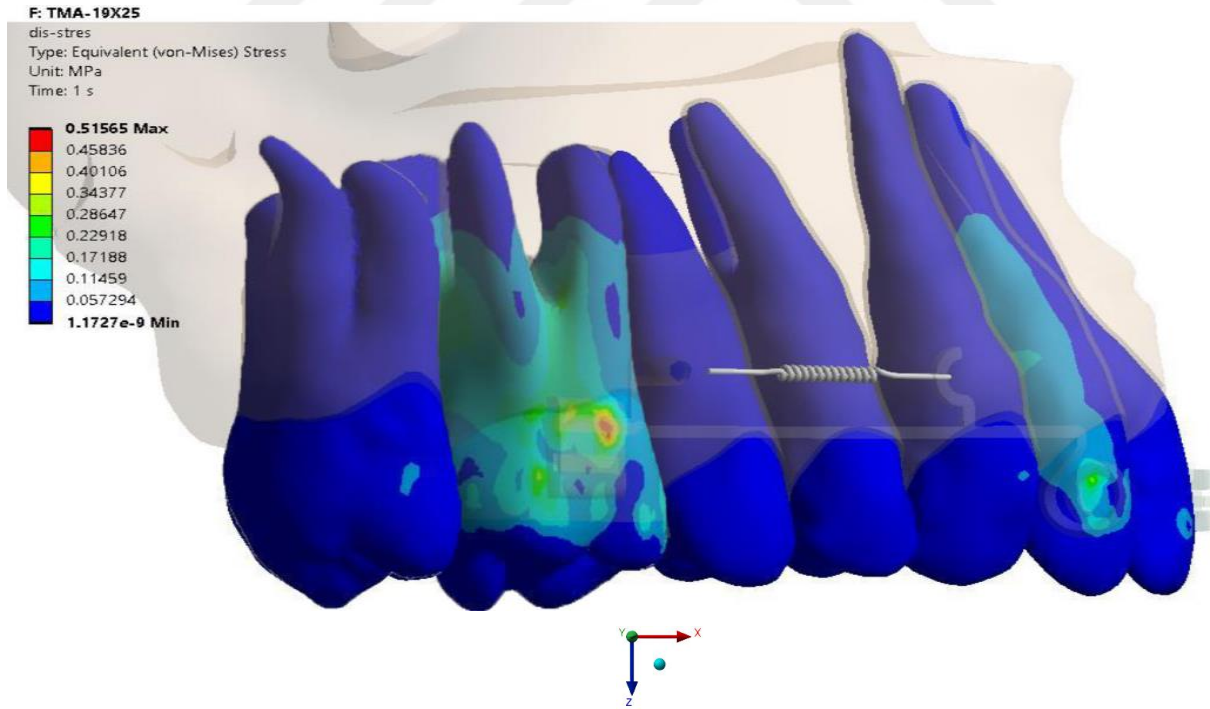
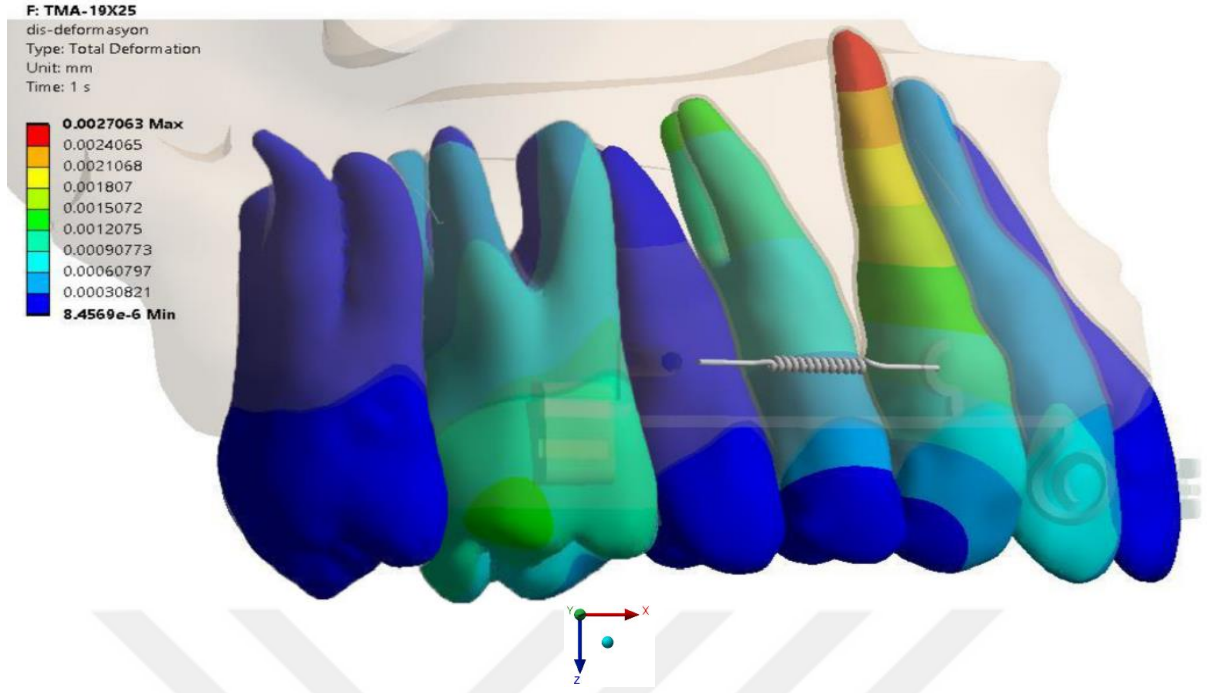
Şekil 3.56. Alveolar kemikteki toplam gerilme (4. senaryo)

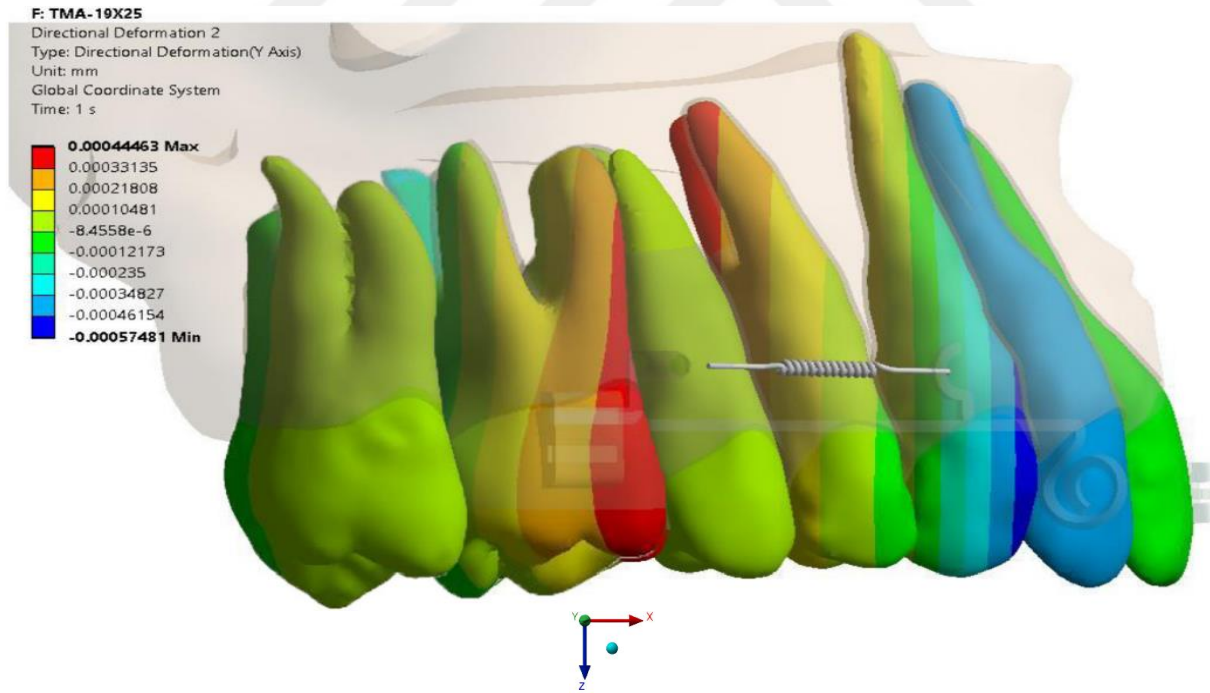
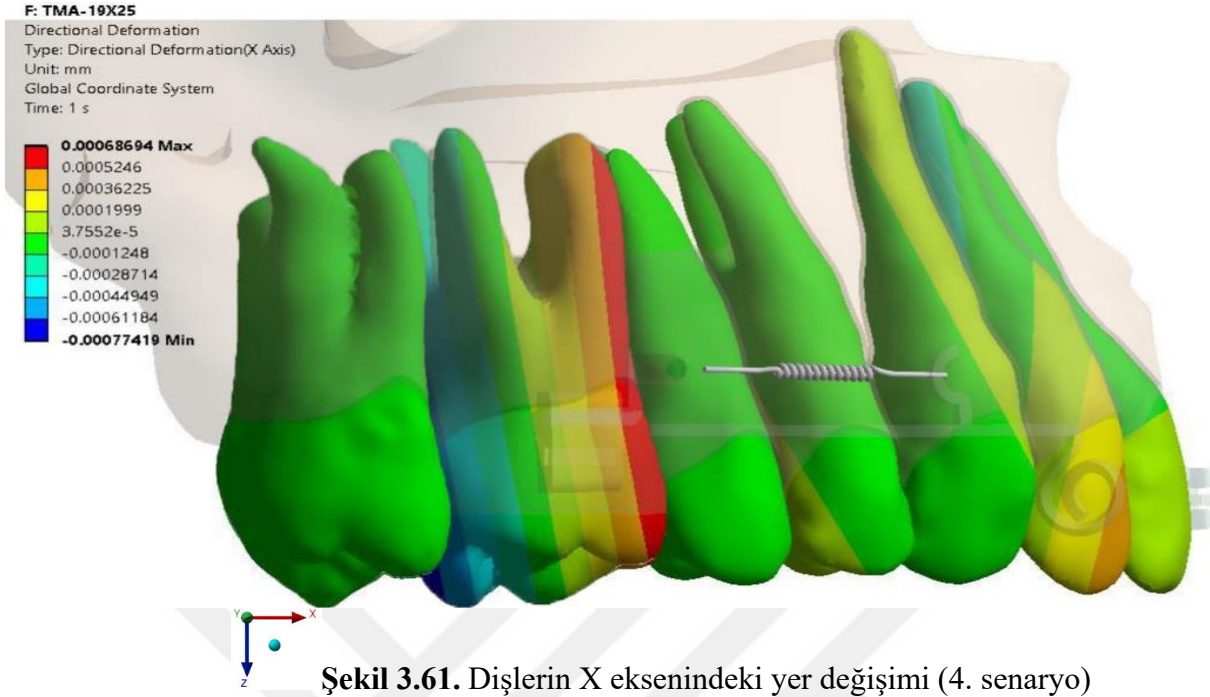


Şekil 3.57. PDL toplam yer değişimi (4. senaryo)



Şekil 3.58. PDL toplam gerilme (4. senaryo)





F: TMA-19X25

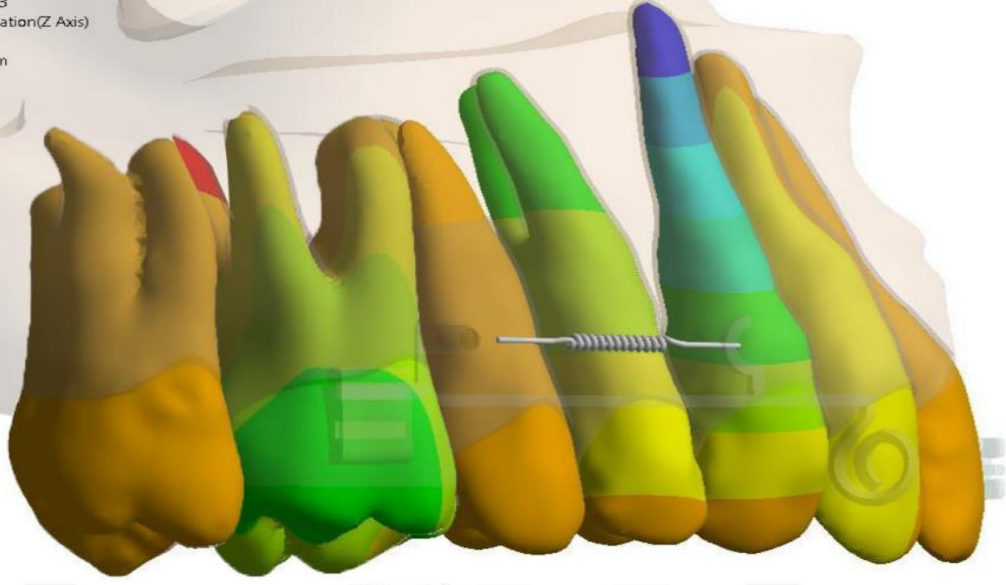
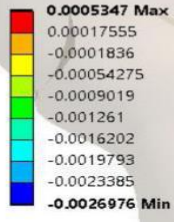
Directional Deformation 3

Type: Directional Deformation(Z Axis)

Unit: mm

Global Coordinate System

Time: 1 s



Şekil 3.63. Dişlerin Z eksenindeki yer değişimi (4. senaryo)

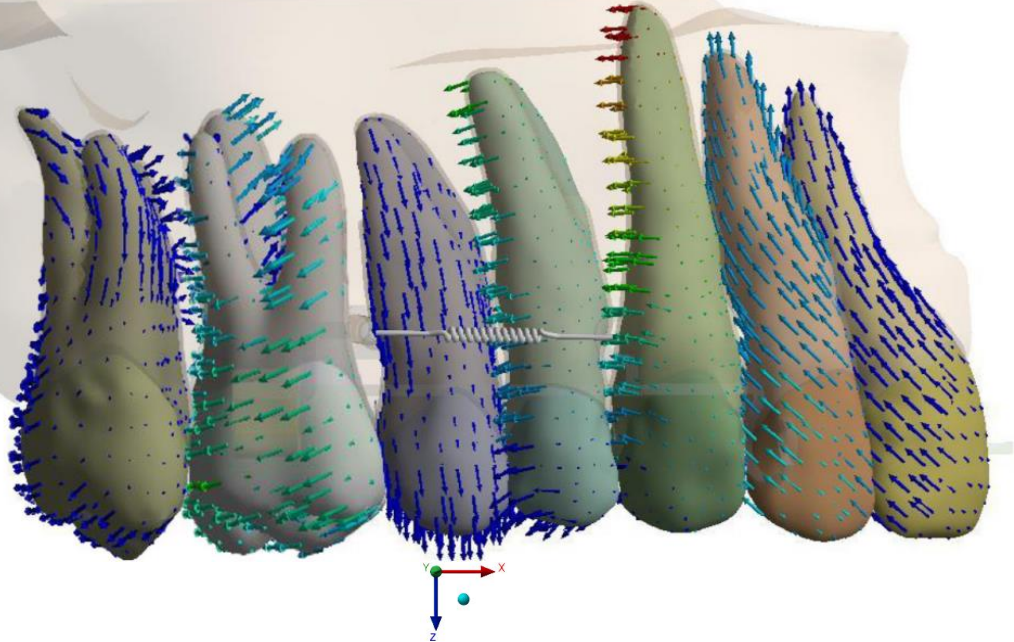
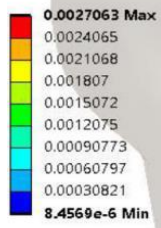
F: TMA-19X25

dis-deformasyon

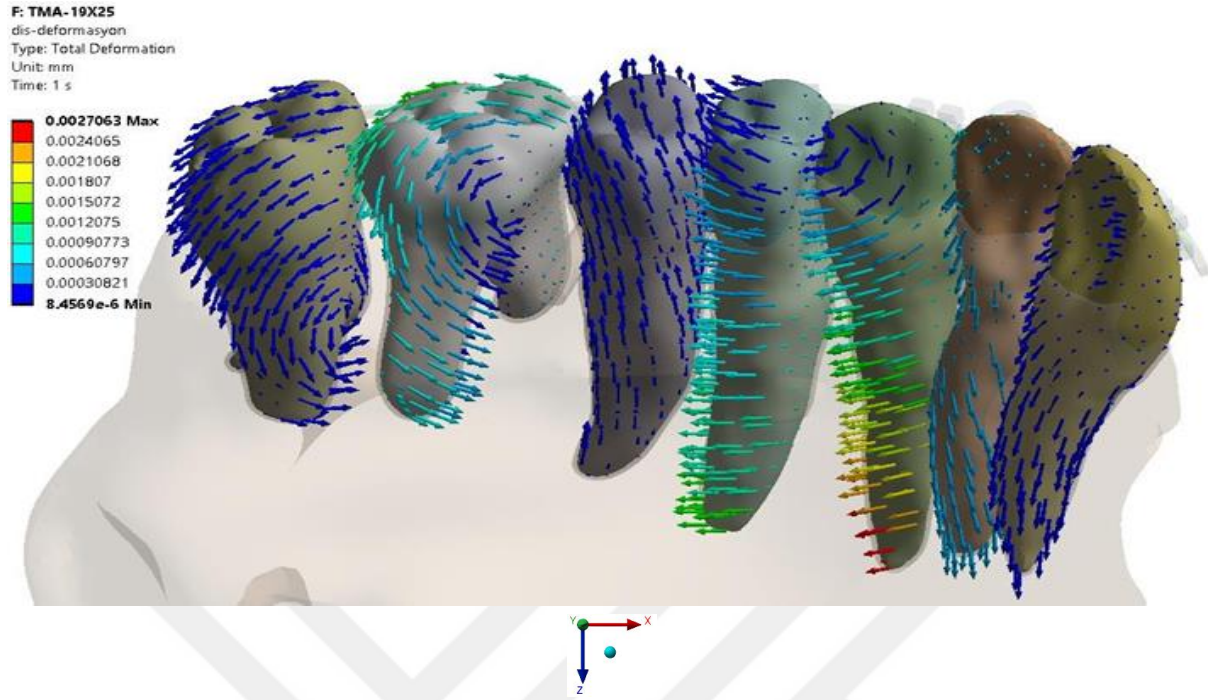
Type: Total Deformation

Unit: mm

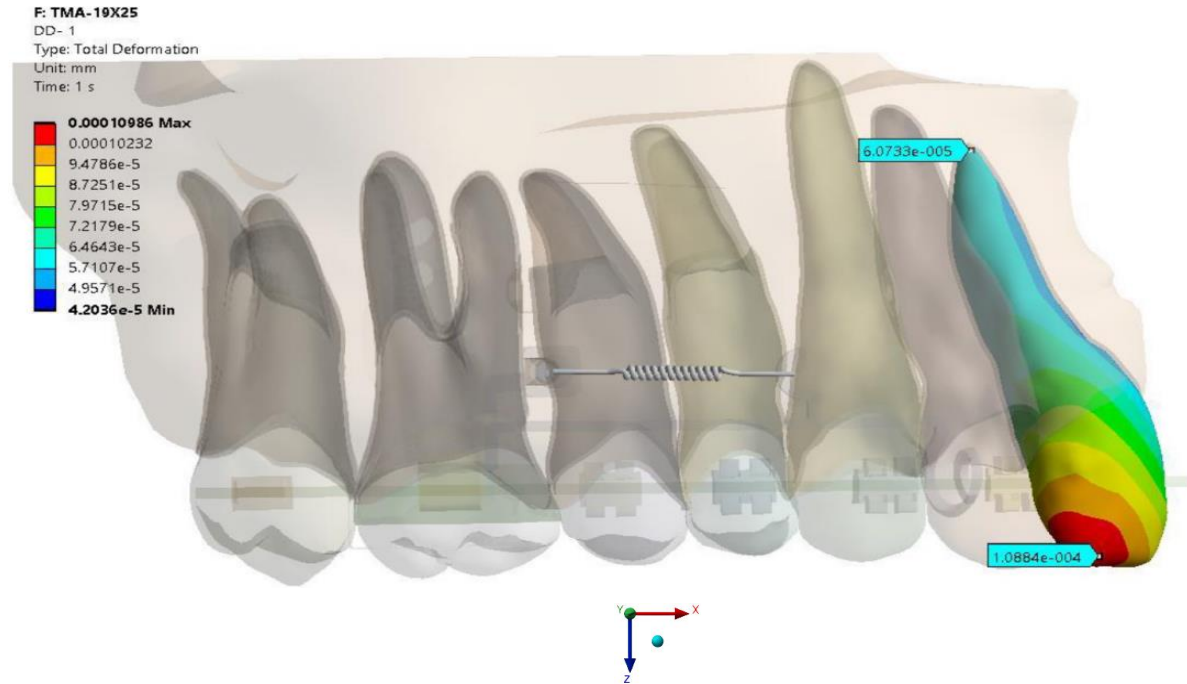
Time: 1 s



Şekil 3.64. Dişlerin tüm eksenlerdeki toplam yer değişimi (4. senaryo)



Şekil 3.65. Dişlerin tüm eksenlerdeki toplam yer değişimi (4. senaryo)



Şekil 3.66. Santral diş yer değişimi (4. senaryo)

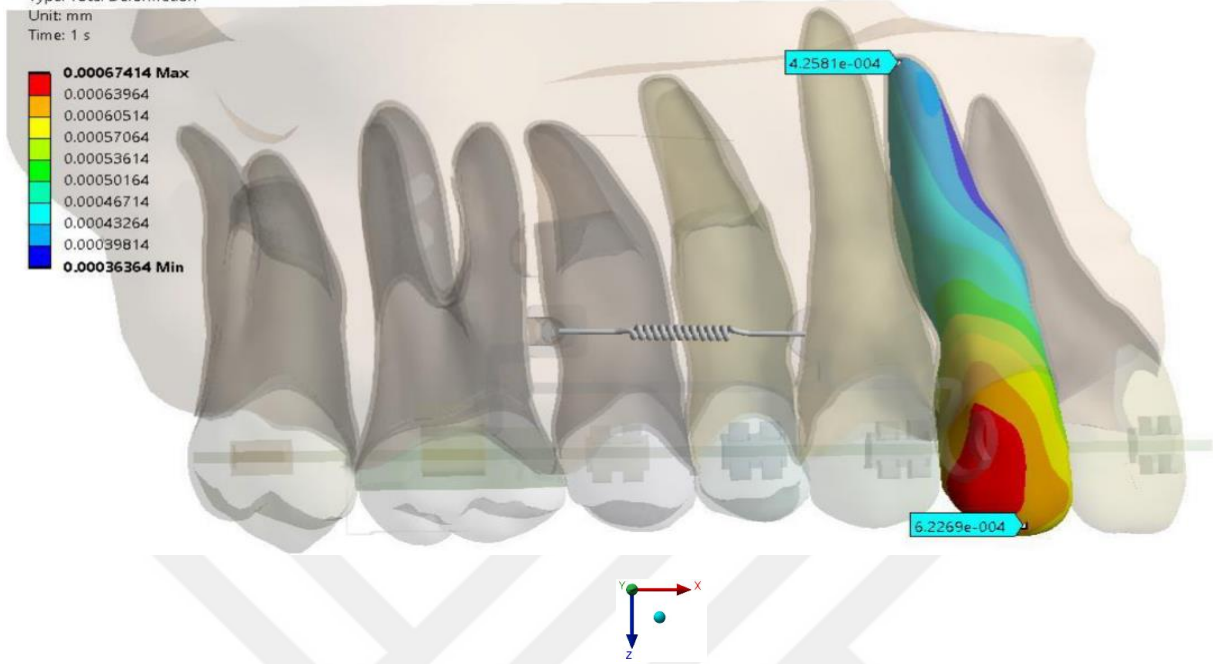
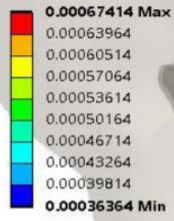
F: TMA-19X25

DD- 2

Type: Total Deformation

Unit: mm

Time: 1 s



Şekil 3.67. Lateral diş yer değişimi (4. senaryo)

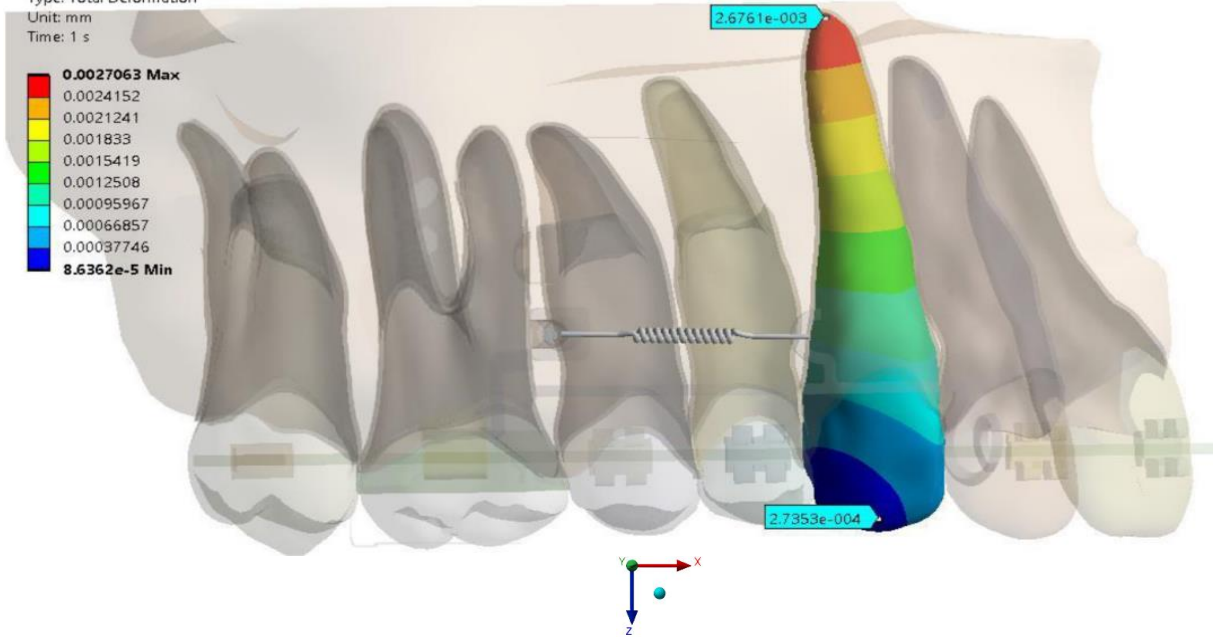
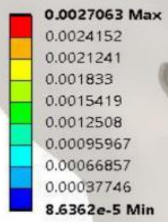
F: TMA-19X25

DD- 3

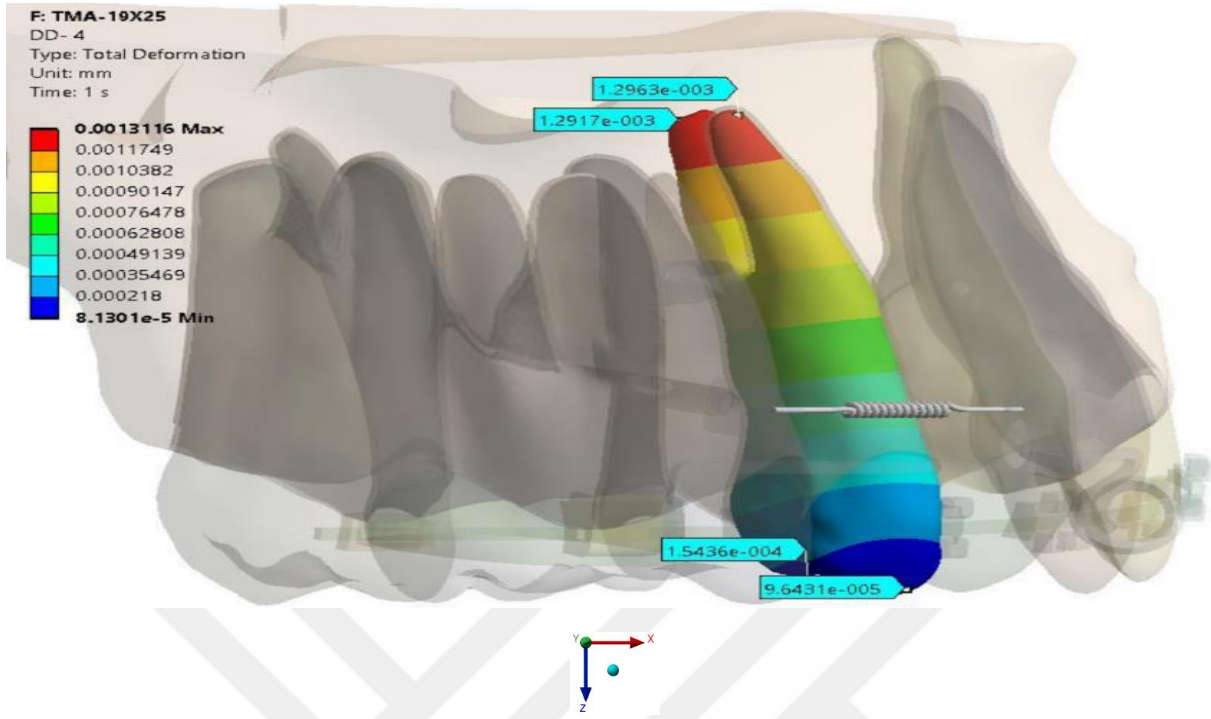
Type: Total Deformation

Unit: mm

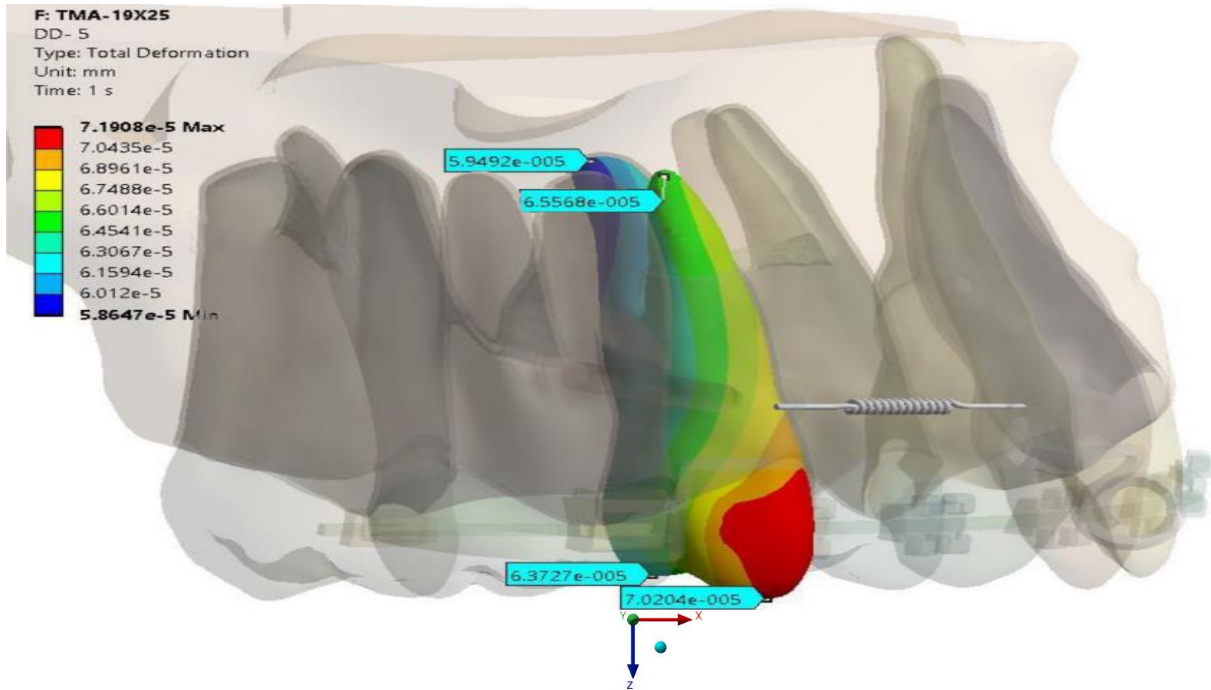
Time: 1 s



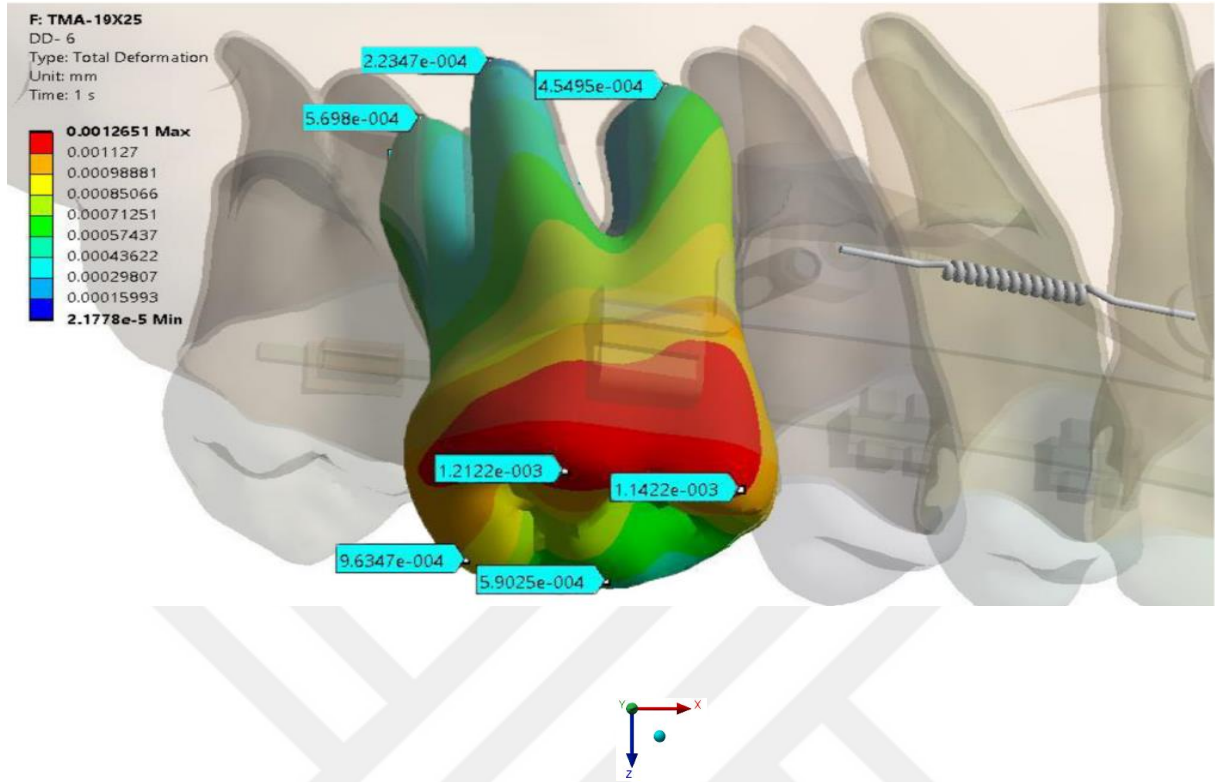
Şekil 3.68. Kanin diş yer değişimi (4. senaryo)



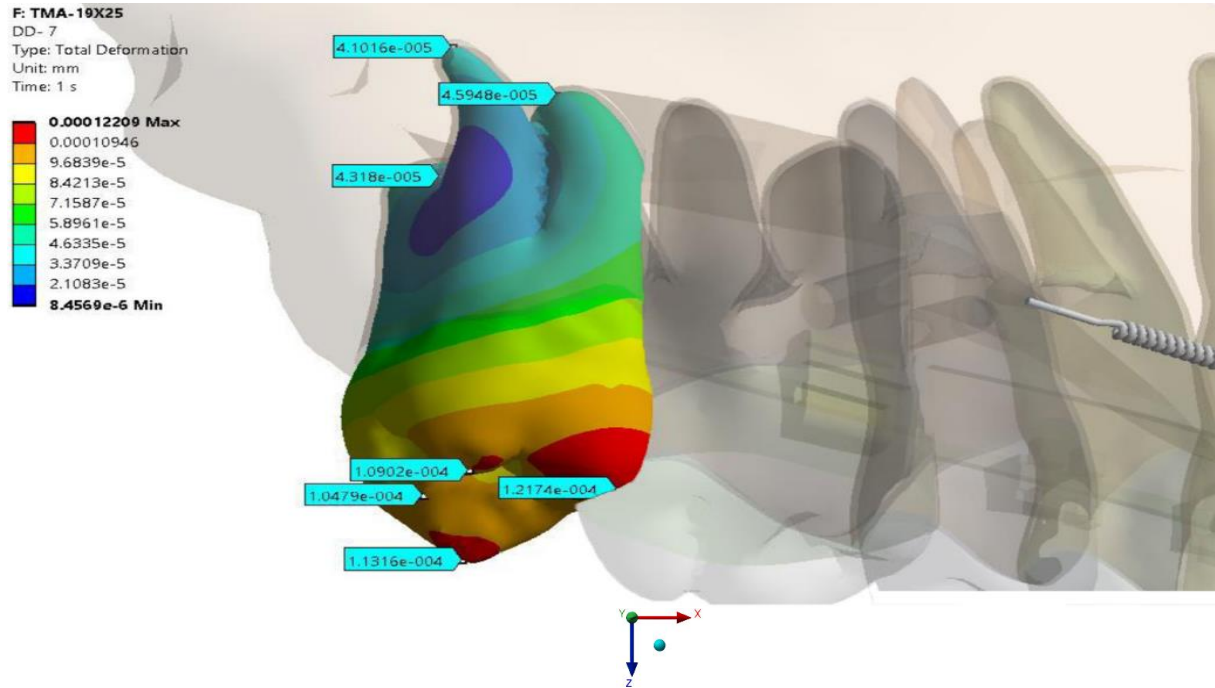
Şekil 3.69. Birinci premolar diş yer değişimi (4. senaryo)



Şekil 3.70. İkinci premolar diş yer değişimi (4. senaryo)



Şekil 3.71. Birinci molar diş yer değişimi (4. senaryo)



Şekil 3.72. İkinci molar diş yer değişimi (4. senaryo)

TMA malzemesi, Young modülü daha düşük olduğundan daha fazla esnekliğe sahiptir. Bu nedenle Beta-Ti (TMA) tel kullanılan modellerde yer değiştirmeler genellikle daha büyüktür. Fakat tel kalınlığı arttıkça bu fark azalmaktadır.

0.016x0.022 inç karşılaştırması yapıldığında paslanmaz çelik teller daha rijit olduğundan yer değiştirmeler daha azdır. Aynı boyutlardaki TMA tellerde lateral ve 1. molar diş gibi kritik noktalarda yer değiştirme miktarı neredeyse iki katına çıkmıştır. 0.019x0.025 inç karşılaştırması yapıldığında her iki tel materyalinde de yer değiştirmeler, daha kalın tel kullanımı nedeniyle 0.016x0.022 inç tellere göre belirgin şekilde azalmıştır.

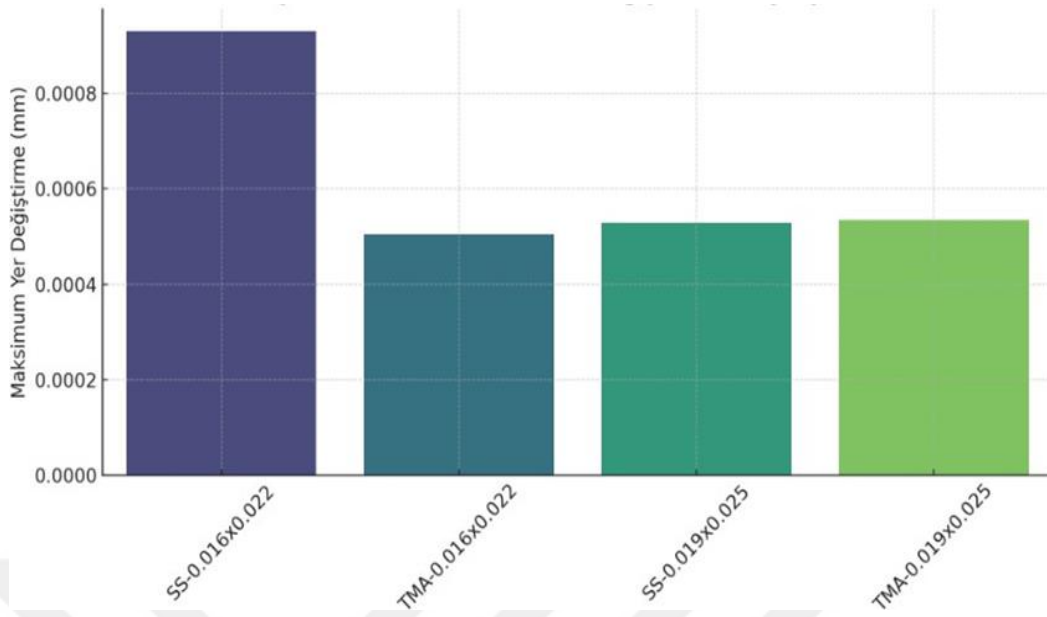
TMA tellerin daha esnek olması nedeniyle paslanmaz çelik tellere göre biraz daha fazla yer değiştirme görülmektedir ancak fark çok azalmıştır. Örneğin, 1.molar diş için maksimum Z eksenini yer değiştirmesi paslanmaz çelik telde 5.29E-04 mm, TMA'da 5.35E-04 mm'dir. Aradaki fark ihmal edilebilir düzeydedir.

TMA tel kullanılan analizlerde, daha fazla yer değiştirme ile birlikte daha düşük PDL gerilme değerleri gözlenmiştir. Paslanmaz çelik tel kullanılan senaryolarda ise daha rijit yapı sebebiyle gerilmeler PDL bölgesine daha fazla aktarılmıştır. Yine paslanmaz çelik teller kullanılan modellerde, telin dişlere uyguladığı kuvvet doğrudan iletiğinden dolayı daha yüksek alveolar kemik gerilmesi oluşmuştur. TMA teller ile kuvvet daha yayılıp yumuşatıldığından, alveolar kemik ve diş yapılarında daha düşük stres konsantrasyonları gözlenmiştir.

0.019x0.025 inç kalınlığındaki teller, daha fazla rijitliğe sahiptir ve dişlerin hareketini daha fazla sınırlar. Bu da hem yer değiştirmeyi hem de gerilmeyi azaltır. Aynı malzeme ile kıyaslandığında; 0.019x0.025 inç paslanmaz çelik tel, 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik tele göre yer değiştirmeleri belirgin şekilde azaltmıştır. Aynı durum TMA teller için de geçerlidir.

Kuvvetli hareket ve hızlı tedavi amaçlanıyorsa paslanmaz çelik tel tercih edilmelidir. Kontrollü ve biyolojik olarak daha uygun kuvvet isteniyorsa TMA tel tercih edilmelidir.

Tel kalınlığı arttıkça farklar azalmakta, bu da özellikle tedaviye yeni başlayan hastalarda ince tel ile daha fazla kontrol sağlanabileceğini, ilerleyen aşamalarda ise kalın tel ile stabilizasyon yapılabileceğini göstermektedir.

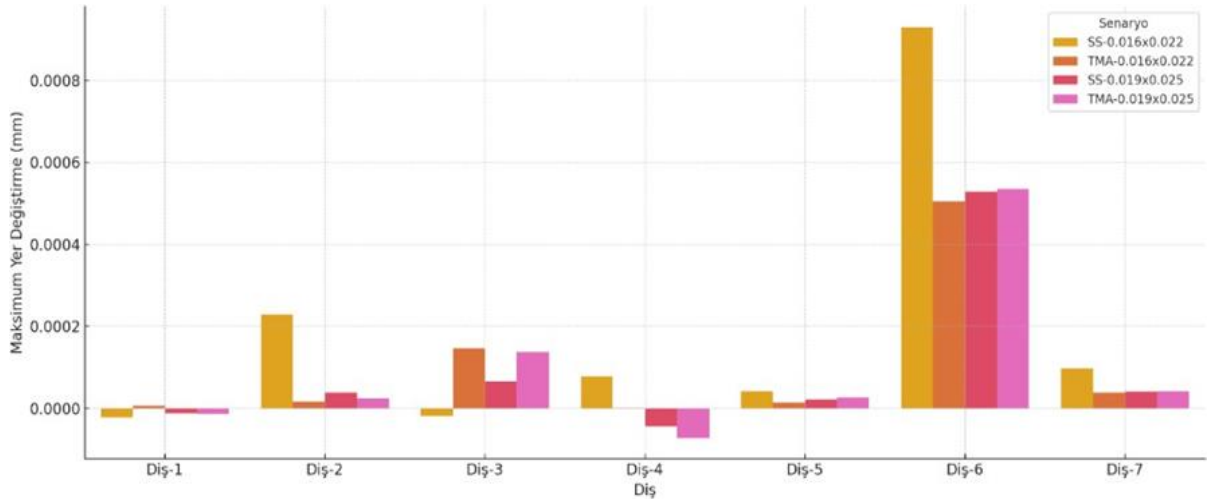


Şekil 3.73. Birinci molar diş tüm senaryoların karşılaştırılması (Z eksen)

1.molar diş için en yüksek yer değiştirme, 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik tel senaryosunda gözlenmiştir. Kalın tel kullanımı (0.019x0.025 inç) hem paslanmaz çelik hem de TMA tel için yer değiştirmeyi önemli ölçüde azaltmıştır. TMA teller ile yapılan analizlerde genel olarak daha düşük gerilmeler ve daha kontrollü yer değiştirmeler elde edilmiştir.

Lateral diş için; TMA tel kullanımı yer değiştirmeyi büyük ölçüde azaltmıştır. En düşük değer 0.016x0.022 inç TMA tel senaryosundadır.

Kanin diş için; 0.016x0.022 inç TMA tel senaryosunda en yüksek yer değiştirme gözlemlenmiştir. Bu, TMA telin daha esnek yapısının belirli bölgelerde daha fazla etkiye neden olabileceğini gösterir.



Şekil 3.74. Tüm dişlerin maksimum yer değiştirme karşılaştırması (Z ekseni)

1.molar diş, her dört senaryoda da en yüksek yer değiştirmeye sahip olup en kritik bölge olarak öne çıkmaktadır. İnce tel (0.016x0.022 inç) ile yapılan uygulamalarda genellikle daha fazla yer değiştirme gözlenmiştir; özellikle 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik tel senaryosu bu etkiyi maksimize etmiştir. 0.016x0.022 inç TMA tel senaryosunda kanin dişteki anormal yüksek yer değiştirme, daha yumuşak telin bu bölgede kuvveti daha fazla iletmesinden kaynaklanabilir. Kalın tel (0.019x0.025 inç) senaryolarında tüm dişlerde yer değiştirme belirgin şekilde azalmış, ancak TMA kullanıldığında kanin ve 1.molar gibi bölgelerde hala kayda değer etkiler gözlenmiştir.

Santral diş analiz edildiğinde, X ekseninde 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik senaryosunda anterior bölgeden kaynaklanan yatay kuvvet etkisiyle +0.000153 mm'lik bir deplasman göstermektedir. TMA tellerle bu değer $1E-05$ mm seviyesine düşmektedir, bu da tel rijitliğinin etkisini ortaya koymaktadır. Y ekseninde maksimum +0.000301 mm'lik yer değiştirme ile üst frontal düzlemde ileriye doğru küçük bir translasyon gözlenmiştir. Z ekseninde tüm senaryolarda 10^{-5} mm seviyesinde yer değiştirme ile dikey düzlemde ihmal edilebilir deformasyon sergilemektedir. Santral diş, analiz edilen sistemin anterior sınırında yer aldığından, tel kuvvetleri iletiminin marjinal olduğu, lokalize yük transferine duyarsız bir davranış göstermektedir.

Lateral diş X ekseninde paslanmaz çelik tel ile -0.000187 mm'lik yer değiştirme göstererek lingual tarafa doğru translasyon eğilimindedir. TMA tel

kullanımı bu hareketi azaltmakta, rijitliğin azalmasıyla tel esnekliğinin kontrolü öne çıkmaktadır. Y ekseninde +0.000246 mm değer ile orta düzeyde anterior-posterior yer değiştirme sergilemektedir. Z ekseninde en belirgin dikey deplasman paslanmaz çelik tel ile (+0.000229 mm) oluşmuştur, bu da telin sertliğinin PDL üzerindeki etkisini göstermektedir. Lateral diş, yük iletim hatlarına yakınlığı nedeniyle özellikle Z ekseninde anlamlı vertikal yer değiştirme göstermektedir. Tel sertliği arttıkça biyomekanik tepki şiddetlenmektedir.

Kanin diş için yapılan analizlerde X ekseninde paslanmaz çelik tel altında +0.000577 mm ile tüm sistemdeki en büyük horizontal deplasmanlardan biri gözlenmiştir. Bu, kesici diş bölgesindeki tel eğrisinin gerginliğiyle ilişkili olabilir. Y ekseninde +0.000544 mm değer ile ileriye doğru translasyon belirgindir; kuvvet vektörünün anteriora yönelimiyle uyumludur. Z ekseninde TMA tellerle vertikal yönde +0.000147 mm'ye ulaşan bir hareket gözlenmiştir. Kanin diş, anterior bölgede kuvvetin doğrudan iletildiği bir diş olarak öne çıkmakta; özellikle paslanmaz çelik tellerin yüksek rijitliği bu bölgede hem X hem Y eksenindeki deplasmanlara neden olmaktadır.

Birinci premolar diş X ekseninde pozitif ve negatif değerler arasında değişim göstermekte olup maksimum -0.000214 mm (TMA kalın tel) ile distolingual yönde yer değiştirme eğilimi göstermektedir. Y Ekseninde -0.000189 mm ile posterior yönlü küçük bir translasyon gözlemlenmektedir. Z Ekseninde yer değiştirmeler oldukça düşüktür ($\sim 10^{-5}$ mm); bu da bu dişin kuvvet merkezine yakın olmadığını gösterir. Birinci premolar diş sistemdeki nötral alana yakın konumlandığından, kuvvet bileşenlerine karşı daha dengeli ancak düşük şiddetli tepkiler göstermektedir.

İkinci premolar diş X ekseninde tüm senaryolarda negatif deplasman ile distolingual yönde translasyon göstermiştir. En yüksek etki 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik tel ile -0.000336 mm'dir. Y ekseninde +0.000198 mm düzeyinde orta şiddette pozitif deplasmanla anteriora yönlü bir eğilim gösterir. Z ekseninde pozitif ama düşük seviyede (0.000042 mm) vertikal yükselme mevcuttur. İkinci premolar diş, bukkal destek görevinde olduğundan özellikle paslanmaz çelik telde gerilme yüklemesi sonucu distolingual yer değiştirme göstermektedir.

Birinci molar diş X ekseninde 0.016 x 0.022 inç paslanmaz çelik tel ile -0.00126 mm yer değiştirme gözlenmiş olup sistemin en büyük yatay deplasmanıdır. Kalın tel ve TMA teller bu etkiyi yaklaşık %50 oranında

azaltmaktadır. Y Ekseninde -0.000661 mm ile ciddi bir posteriora ve distale kayma eğilimi sergilenmiştir. Z ekseninde maksimum $+0.00093$ mm dikey yer değiştirme görülmüştür. Birinci molar diş, uygulanan ortodontik kuvvetlerin en yoğun iletildiği merkez konumda olduğundan her üç eksen de maksimum yer değiştirme göstererek, sistemin biyomekanik tepkisinin odak noktası olmuştur.

İkinci molar diş X ekseninde genelde -0.0002 mm civarında küçük posterior translasyon gösteren bu diş, özellikle kalın tellerle stabilizasyon göstermektedir. Y Ekseninde -0.000362 mm'ye kadar düşen deplasmanlarla posterior ve lingual yönde küçük hareketler tespit edilmiştir. Z Ekseninde pozitif ama düşük şiddette yer değiştirme ($\sim 10^{-5}$ mm) mevcuttur. İkinci molar diş sistemin en distalinde olduğundan, kuvvet transferinden sınırlı miktarda etkilenmekte ve genellikle pasif bir konumda kalmaktadır.

4. TARTIŞMA

Mühendislik alanında karşılaşılan karmaşık elastisite ve yapısal çözümleme problemlerini aşma gereksinimi, 1940'lı yılların başında A. Hrennikoff ve R. Courant'ın çalışmalarıyla SEA yönteminin ortaya çıkmasına zemin hazırlamıştır (Rao, 2010). SEA, herhangi bir materyalin veya modelin belirli fiziksel özelliklerini değerlendirmek amacıyla, bilgisayar destekli simülasyonlarla yapay stres koşulları altında incelenmesine imkân veren bir tekniktir (Hammond & Whitty, 2015).

Başlangıç dönemlerinde yalnızca mühendislik uygulamalarında kullanılan bu yöntem, 1970'li yıllardan itibaren diş hekimliği alanına da uyarlanmıştır. SEA, mekanik sistemleri modelleyerek bir yapının içerisindeki gerilim dağılımlarını hesaplayan teorik bir yaklaşım olup, uygulanabilmesi için bilgisayar tabanlı çözücülere ihtiyaç duyar. Günümüzde ise gelişen teknoloji sayesinde biyomekanikten nükleer mühendisliğe, ısı ve kütle transferinden akışkanlar mekaniğine ve elektromanyetik alan hesaplamalarına kadar pek çok disiplinde geniş kullanım alanına sahiptir (Szabó & Babuška, 2021).

Diş hekimliği özelinde, kullanılan materyallerin fiziki kuvvetlere karşı dayanıklılığının belirlenmesi ve mekanik özelliklerine uygun olarak doğru endikasyonlarda tercih edilmesi tedavi başarısının en önemli kriterlerinden biridir (Craig & Powers, 2002). Ancak biyolojik dokuların ve organların farklı kuvvetler altındaki davranışlarının doğrudan incelenmesi oldukça maliyetli, zor ve çoğu zaman imkansızdır (Magne, 2007).

SEA, 1970'li yılların başlarından itibaren diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmış ve kısa sürede birçok bilimsel araştırmanın konusu haline gelmiştir. Literatürde yapılan incelemeler sonucunda, bu yöntemin sabit protetik restorasyonlardan implant cerrahisine, ortodontiden bölümlü protezlere ve restoratif diş hekimliğine kadar oldukça geniş bir kullanım alanına sahip olduğu görülmüştür. Ayrıca, birçok araştırmacı SEA'nın, fotoelastik analiz ve diğer benzer yöntemlere kıyasla önemli avantajlar sunduğunu vurgulamıştır (Eskitaşcıoğlu, 1991).

SEA, kompleks biyomekanik sistemlerde ayrıntılı stres ve deformasyon analizine olanak sağlar. Ortodontide diş, PDL ve alveolar kemik gibi biyolojik yapıların kuvvetlere verdiği yanıtı üç boyutlu olarak simüle edebilmek, in vivo veya

in vitro yöntemlerle elde edilmesi zor olan verilerin ortaya konmasını mümkün kılar (Tanne ve ark., 1987).

Bir diğer avantajı, klinikte uygulaması riskli veya imkânsız olan senaryoların bilgisayar ortamında güvenle test edilebilmesidir. Örneğin, farklı jig tasarımlarının ya da tel kalınlıklarının PDL üzerindeki stres dağılımını gerçek hastalarda doğrudan ölçmek mümkün değildir; ancak SEA ile biyolojik sınırlara uygun tahminler yapılabilir (Cattaneo ve ark., 2005).

Ayrıca, SEA sayesinde aynı parametreler (kuvvet büyüklüğü, tel materyali, kalınlık vb.) farklı kombinasyonlarda hızlıca test edilebilir. Bu, deneysel yöntemlere kıyasla zaman ve maliyet açısından önemli bir avantaj sağlar (McGuinness ve ark., 1992). Klinik planlamada tedavi süresini kısaltmak, yan etkileri öngörmek ve mekanik tasarımları optimize etmek için güçlü bir araçtır (Kojima & Fukui, 2005).

SEA'nın en önemli kısıtlılığı, kullanılan modelin gerçek biyolojik dokuları tam olarak temsil edememesidir. PDL'nin nonlineer, viskoelastik ve anizotropik davranışları çoğu modelde basitleştirilmiş olarak tanımlanır. Bu durum, elde edilen sonuçların klinik gerçeklikten bir miktar uzaklaşmasına yol açabilir (Natali ve ark., 2004).

Bir diğer sınırlılık, kullanılan modelin geometrisinin ve materyal özelliklerinin genellikle idealize edilmesidir. Çoğu SEA çalışmasında tek bir hasta modeli ya da standart bir anatomik model kullanılır; bireysel farklılıklar hesaba katılamaz. Bu da sonuçların genellenebilirliğini sınırlar (Andersen ve ark., 1991).

Ayrıca, SEA sonuçları tamamen girilen parametrelere bağlıdır. Yanlış belirlenen elastisite modülü, Poisson oranı ya da sınır koşulları tüm sonuçların hatalı olmasına neden olabilir. Bu nedenle, modelleme sürecinde yüksek doğrulukta biyomekanik veri elde etmek kritik önemdedir (Jain ve ark., 2021).

SEA yalnızca matematiksel tahmin sunar; biyolojik adaptasyon süreçlerini doğrudan öngöremez. Bu yüzden bulguların mutlaka klinik veya deneysel çalışmalarla desteklenmesi gerekir (W. R. Proffit ve ark., 2019b).

SEA dışında, fotoelastik analiz, in vitro deneyler, klinik çalışmaları veya hayvan deneyleri gibi yaklaşımlar da vardır. Fotoelastik analiz, gerilme dağılımını görselleştirse de yalnızca iki boyutludur ve biyolojik doku özelliklerini yansıtmaz. İn vitro modeller gerçekçi sonuçlar verse de sınırlı parametreler incelenebilir. Etik ve pratik zorluklar taşır. KİBT tabanlı görüntüleme ise gerçek anatomiyi

modellemeye olanak sağlasa da radyasyon ve yazılım sınırlılıkları söz konusudur (Sifakakis et al., 2015). Bu nedenle, SEA klinik öncesi biyomekanik araştırmalarda en çok tercih edilen yöntem olmaya devam etmektedir (Xiao ve ark., 2024).

Ortodonti pratiğinde sıkça kullanılan mini vidalar ve mini implantlar; molarların dikleştirilmesinde, açık kapanış tedavilerinde ve arka bölge dişlerinin zigoma ankrajı ile intrüze edilmesinde tercih edilmektedir. Bu uygulamalara ilişkin etkiler, sonlu elemanlar analizi yöntemi ile de araştırılmıştır. Örneğin, fotoelastik gerilim analizine dayalı bir çalışmada mandibular ikinci moların farklı yöntemlerle dikleştirilmesi sırasında, ikinci molar kökleri çevresindeki kemikte oluşan stres dağılımları karşılaştırılmıştır. Bu bulgular, klinik uygulamaların biyomekanik sonuçlarını daha net anlamaya katkı sağlamaktadır (Abrão ve ark., 2018).

Kojima ve ark. meziale devrilmiş mandibular ikinci molarların düzeltilmesi amacıyla yardımcı dikleştirici springlerin biyomekanik etkilerini SEA ile incelemiştir. Çalışmanın sonucunda, bu tip springlerin uyguladığı kuvvetlerin PDL ve alveolar kemik üzerindeki stres dağılımlarını dengeleyerek kontrollü bir dikleştirme sağladığı ortaya konmuştur (Kojima ve ark., 2007).

Acar ve ark. SEA yöntemiyle yürüttükleri araştırmada vestibül yüzeyden intrüziv kuvvet uygulayarak açık kapanışın tedavisini amaçlamışlardır. Elde edilen veriler, vestibül taraftan uygulanan intrüziv kuvvetlerin posterior bölgede kontrollü intrüzyon sağladığını ve bu yaklaşımın açık kapanış tedavisinde etkili bir seçenek olabileceğini göstermiştir (Acar ve ark., 1999).

Başka bir araştırmada ise, kortikotomi destekli zigoma ankrajı kullanılarak gerçekleştirilen maksiller posterior intrüzyonun biyomekanik sonuçları SEA ile değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın bulgularına göre, kortikotomi desteğiyle birlikte zigoma ankrajının kullanılması intrüzyon kuvvetlerinin daha etkin bir şekilde yönlendirilmesini sağlamış ve maksiller posterior dişlerin intrüzyonunda avantajlı bir yöntem olarak öne çıkmıştır (Uysal ve ark., 2019).

Gallas ve ark. ise mandibular kemikte immediat olarak yüklenen ve tamamen osteointegre olmuş dental implantların, ortodontik kuvvetler karşısındaki davranışlarını SEA ile değerlendirmiştir. Bulgular, acil yükleme yapılan implantlarda stres yoğunlaşmasının daha belirgin olduğunu; buna karşın tam osteointegre implantların kuvvetlere karşı daha homojen bir stres dağılımı

gösterdiğini ortaya koymuştur. Bu sonuç, implantların ortodontik kuvvetlerle birlikte kullanılmasında osseointegrasyonun önemini vurgulamaktadır (Gallas ve ark., 2005).

Sabit ortodontik apareylerde kullanılan materyallerin biyomekanik ve biyokimyasal açıdan oluşturduğu etkiler, SEA ile detaylı şekilde araştırılmıştır. Bu kapsamda yapılan bir çalışmada; ark teli, braket ve adeziv materyallerin özelliklerinin PDL’de farklı biyomekanik davranışlara yol açtığı ve her materyal kombinasyonunun kuvvet dağılımını belirgin şekilde değiştirdiği gösterilmiştir (Sardarian ve ark., 2014).

Sardarian ve arkadaşları braketlerin dikey yöndeki konumlandırılmasının, dişlere iletilen tork kuvvetleri ve PDL’deki stres dağılımları üzerindeki etkilerini SEA ile değerlendirmişlerdir. Bulgular, braketin dikey pozisyonundaki küçük değişikliklerin dahi tork kontrolünü anlamlı düzeyde etkileyebildiğini ve periodontal yapılarda oluşan stresin miktarını değiştirdiğini ortaya koymuştur (Sardarian ve ark., 2014).

McGuinness ve ark. maksiller kanin dişine ortodontik kuvvet uygulandığında PDL’deki üç boyutlu stres dağılımlarını incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, kaninlerde saf translasyon hareketi elde etmenin oldukça güç olduğu, kuvvet uygulandığında dişin daha çok devrilme eğiliminde olduğu bildirilmiştir. Bu sonuç, ortodontik tedavilerde kuvvet vektörlerinin doğru kontrol edilmesinin translasyonel hareket için kritik olduğunu göstermektedir (McGuinness ve ark., 1992).

Kojima ve Fukui üst kaninlerin ark teli boyunca distalizasyonunu SEA yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Bulgular kaninlerde hareketin başlangıçta devrilme şeklinde olduğu, ilerleyen süreçte ise paralel hareketin gerçekleştiğini göstermiştir. Ayrıca sürtünmenin etkisiyle ortodontik kuvvetlerin %60–80 oranında azaldığı tespit edilmiştir. Araştırmacılar, daha kalın ark teli kullanılması veya daha düşük kuvvet uygulanmasının, kaninlerdeki devrilme hareketini azaltarak daha kontrollü bir distalizasyon sağladığını bildirmişlerdir (Kojima & Fukui, 2005).

Ammar ve ark. alt kaninlerin mini vida ankrajı ile distalizasyonunu SEA kullanarak incelemişlerdir. Çalışmada, direnç merkezine daha yakın noktadan ve

yatay doğrultuda uygulanan distalizasyon kuvvetlerinin periodontal alanda daha az stres oluşturduğu görülmüştür. Ayrıca bu tip kuvvet uygulamasının, kaninlerde paralele yakın bir hareket oluşturduğu sonucuna varılmıştır (Ammar ve ark., 2011).

Anterior segment retraksiyonu sırasında kullanılan ark tellerinin sertlik derecesi ve sürtünme özelliklerini inceleyen başka bir SEA çalışmasında, tellerin mekanik farklılıklarının posterior dişlerin hareketine etkisi değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, retraksiyon sırasında hem anterior hem de posterior bölgede geriye doğru rotasyon hareketlerinin olduğu saptanmıştır. Bu bulgu, ark teli özelliklerinin tedavi sürecinde diş hareketlerini öngörmede kritik rol oynadığını göstermektedir (Park ve ark., 2019).

Ortodontik tedavilerin erken dönemlerinde sıklıkla tercih edilen fonksiyonel apareyler, alt ve üst çene ile dişler ve çevre dokular üzerinde önemli biyomekanik değişikliklere yol açmaktadır. Bu etkilerin anlaşılmasında SEA'nın katkısı oldukça büyüktür. Maksillaya uygulanan protraksiyon kuvvetinin yönünün kraniyofasiyal kompleks üzerindeki etkilerini inceleyen bir çalışmada, nazomaksiller kompleks ve çevre yapılarda yüksek düzeyde gerilmeler tespit edilmiştir. Özellikle aşağıya doğru yönlendirilen protraksiyon kuvvetlerinin en güçlü stres dağılımlarını oluşturduğu rapor edilmiştir (Tanne, Hiraga, & Sakuda, 1989).

Holberg ve arkadaşları headgear kullanımının sutural bölgelerde oluşturduğu gerilim dağılımlarını SEA ile değerlendirmiştir. Araştırmanın sonucunda, suturlarda meydana gelen gerilimin büyüklüğünün ve dağılım şeklinin, uygulanan kuvvetin yönü ve şiddeti ile doğrudan ilişkili olduğu bulunmuştur. Bu bulgu, headgear tedavisinde kuvvet parametrelerinin klinik sonuçlar açısından kritik önem taşıdığını göstermektedir (Holberg ve ark., 2008).

Çeneliklerin temporomandibular eklem (TME) üzerine olası etkilerini araştırmak amacıyla yapılan başka bir SEA çalışmasında, eklem bağlantısını oluşturan yapılarda kuvvetin yönüne bağlı olarak farklı stres dağılımlarının ortaya çıktığı bildirilmiştir. Bu sonuç, çenelik kullanımında eklem sağlığının korunabilmesi için kuvvetin doğru açı ve büyüklükte planlanması gerektiğini vurgulamaktadır (Chen ve ark., 1998).

Ayrıca Sınıf II maloklüzyonların tedavisinde iskeletsel ve dişsel destekli Forsus ve Monoblok apareylerinin etkileri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. SEA

sonuçlarına göre kondil boynu, artiküler disk, mandibular korpus, alt çene ucu ve mandibular kanin dişlerde fizyolojik düzeyde gerilmeler gözlenmiştir. Buna karşın yüz kemiklerinde yalnızca minimal seviyede etkilenim saptanmıştır. Bu bulgular, fonksiyonel apareylerin hem dişsel hem de iskeletsel yapılar üzerinde kontrollü etkiler oluşturduğunu ortaya koymuştur (Duru, 2014).

Bu çalışma, ortodontik tedavide farklı tel kalınlıklarının ve malzemelerinin biyomekanik etkilerini ortaya koymayı hedeflemektedir. Özellikle iki farklı kesitte (0.016×0.022 inç ve 0.019×0.025 inç) ve iki farklı tel alaşımı (paslanmaz çelik ve beta-titanyum) kullanılarak hazırlanan sliding jig bükümlerinin, maksiller dişler üzerindeki stres dağılımı, diş hareketleri, PDL ve alveoler kemikteki stres birikimi üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bu dört senaryonun karşılaştırılması, ortodontik kuvvet uygulamalarında tel seçiminin biyolojik sonuçlarını anlamak açısından son derece değerlidir.

Ortodontik tedavilerde uygulanan kuvvetlerin diş ve çevre dokularda nasıl bir gerilim oluşturduğu, diş hareketinin kontrollü ve istenen şekilde gerçekleşmesi için kritik öneme sahiptir. Tel kalınlığı ve malzemesi, uygulanan kuvvetin büyüklüğünü, esneme miktarını ve iletim şeklini belirler. Daha kalın veya daha yüksek elastisite modülüne sahip teller (örneğin paslanmaz çelik) genellikle daha rijit olup belirli bir aktivasyon altında daha yüksek kuvvet üretebilirken, daha ince veya esnek teller (örneğin beta-titanyum TMA) daha esnek davranarak daha düşük kuvvetlerle daha geniş bir aktivasyon aralığı sunar. Bu farklılıklar, dişlerin hareket paternlerini ve çevre dokularda oluşan stres dağılımını etkilemektedir. Örneğin, beta-titanyum teller paslanmaz çeliğe kıyasla yaklaşık iki kat elastik deformasyon kapasitesine sahiptir, bu da daha yumuşak ama sürekli kuvvet uygulamalarına olanak tanır. Buna karşılık, paslanmaz çelik teller daha sert ve yüksek dirençli olduğundan, aynı miktar aktivasyonda daha fazla kuvvet oluşturup hızla kuvvet kaybedebilir ancak sürtünme dirençleri düşüktür. Bu çalışma ile bu tip farklılıkların maksiller dişlerin hareketi ve kök/kemik üzerindeki etkileri niceliksel olarak ortaya konmuştur.

Ayrıca, sliding jig gibi yardımcı elemanlar genellikle distalizasyon veya boşluk kapatma gibi diş hareketlerini yönlendirmek veya desteklemek için kullanılır. Literatürde de kaydırma mekanikleri ile ilgili çalışmalar, tel boyutunun diş hareketine etkisi gibi konuların önemli olduğunu göstermektedir. Dolayısıyla bizim çalışmamız, farklı tel boyutu ve materyalinin oluşturduğu kuvvet sistemlerini

karşılaştırarak, klinik uygulamalar için rehberlik edebilecek bilgiler sağlamaktadır. Elde edilen veriler, hangi senaryoda PDL ve kemikte daha yüksek stres biriktiğini, hangi durumda dişlerde daha fazla yer değiştirme ve devrilme oluştuğunu göstererek, klinik açıdan en biyouyumlu ve etkin seçimi belirlemeye yardımcı olabilir. Sonuç olarak, bu çalışma ortodontik mekaniklerin anlaşılmasına katkı sunarak, hasta güvenliği, kök rezorpsiyonu riskinin en aza indirilmesi ve tedavi etkinliği açısından önemli bir bilgi boşluğunu doldurmaktadır.

SEA'nın yürütülebilmesi için incelenen yapıların materyal özelliklerinin yazılıma tanımlanması gerekmektedir. Materyallerin özellikleri ve dokuların yapısal karakteri, uygulanan kuvvetlerin dağılımını doğrudan etkilemektedir. Bu noktada en kritik iki parametre elastikiyet modülü ve Poisson oranıdır. Çalışmamızda, literatürde daha önce yapılmış benzer araştırmalar referans alınmış ve bu çalışmalarda kullanılan elastikiyet modülü ile Poisson oranları esas alınmıştır (Bourauel ve ark., 1999; Comba ve ark., 2017; Lim ve ark., 2003; Mischler & Pax, 2002; Reimann ve ark., 2007; Singh ve ark., 2012).

Araştırmada oluşturulan tüm yapılar homojen, izotropik ve doğrusal elastik varsayılmıştır. Ancak gerçekte biyolojik dokuların tamamen homojen ya da izotrop özellik göstermesi mümkün değildir. Materyaller belli bir noktaya kadar elastik deformasyon gösterebilirken, bu sınır aşıldığında plastik deformasyona geçmektedir. Buna rağmen çalışmamızda materyal özelliklerinin sabit kabul edilmesi, kuvvetin standart şekilde uygulanması ve modellerin karşılaştırmalı analizine imkân tanınması nedeniyle bilimsel açıdan uygun görülmektedir. Ayrıca, benzer varsayımlar uluslararası dergilerde yayımlanmış çalışmalar tarafından da kabul edilmiştir (İlgün ve ark., 2004).

PDL, damar ağı açısından zengin, yoğun kolajen lifler içeren ve diş kökü boyunca kalınlığı değişen kompleks bir yapıya sahiptir. Bu nedenle bazı araştırmalarda PDL'nin anizotropik ve nonlineer viskoelastik olarak modellenmesi tercih edilmiştir (Durkee, 1997; Middleton ve ark., 1996; Provatidis, 2000; Toms ve ark., 2002). Ancak bu çalışmalar çoğunlukla yalnızca tek diş ve çevresindeki periodontal ve kemik dokularını içermektedir. Bununla birlikte bazı araştırmalarda, bizim çalışmamızda olduğu gibi, PDL'nin homojen, izotropik, lineer elastik ve uniform kabul edildiği de görülmektedir (Cattaneo ve ark., 2003; Kang ve ark.,

2016). Çalışmamızda tüm dentisyonun hareketi incelendiğinden, her diş için ayrı ayrı PDL morfolojisi tanımlamak analizin süresini uzatacak ve hata olasılığını artıracaktır.

SEA ile yapılan çalışmalarda çoğunlukla yalnızca ilk yer değiştirme eğilimleri ve stres dağılımları değerlendirilebilmektedir. Yükleme koşulları sabit tutulsa bile zaman içinde doku yanıtlarının tam olarak nasıl geliştiğini tahmin etmek mümkün değildir. Bu sınırlılık, çalışmamız için de geçerlidir.

Önceki çalışmalara benzer biçimde kortikal ve trabeküler kemik homojen, izotropik ve doğrusal elastik kabul edilmiştir. Ancak modellerde kemik mikromorfolojileri dikkate alınmamıştır. Bu yapıların mekanik özelliklerine dair verilerin sınırlı olması da bu yaklaşımı zorunlu kılmaktadır (Gomes de Oliveira ve ark., 2006; Sung ve ark., 2003).

Bu çalışmanın bulguları, literatürde yer alan benzer SEA ile paralellik göstermektedir. Bourauel ve ark. paslanmaz çelik tellerin rijit yapısı nedeniyle kuvvetin doğrudan dişlere iletildiğini, bunun da daha yüksek stres konsantrasyonlarına yol açtığını bildirmiştir (Bourauel ve ark., 1999). Benzer şekilde, Comba ve ark. ve Kang ve ark. TMA tellerin daha elastik olması nedeniyle daha homojen kuvvet dağılımı sağladığını vurgulamışlardır (Comba ve ark., 2017; Kang ve ark., 2016).

PDL'nin stres değerlerinin paslanmaz çelik tellerle artması, Provatidis ve Toms ve ark'nın PDL'nin yüklenmeye hassas yapısını ortaya koyan bulgularını desteklemektedir (Provatidis, 2000; Toms ve ark., 2002).

Araştırmamızın özgün yanı, tüm dentisyonun bir bütün olarak incelenmiş olmasıdır. Önceki çalışmalar çoğunlukla tek diş veya sınırlı bölge üzerine yoğunlaşmıştır (Cattaneo ve ark., 2005; Middleton ve ark., 1996). Bu nedenle, bizim sonuçlarımız klinik gerçekliği daha geniş bir bakış açısıyla yansıtmaktadır. Ancak, tüm yapıları homojen ve izotrop kabul etmemiz, biyolojik dokuların heterojen doğasını tam olarak yansıtamamaktadır. Bu durum literatürde de yaygın bir sınırlılık olarak belirtilmektedir (Reimann ve ark., 2007).

Najafi ve arkadaşlarının çalışması jig tasarımlarını üç farklı yükseklikte (kısa, orta, uzun lever arm) karşılaştırarak, bu değişkenin molar distalizasyon

paternleri ve stres dağılımı üzerindeki etkilerini ortaya koymuştur. İki çalışmanın da ortak yönü, jig tasarımındaki küçük farklılıkların kuvvet hattını değiştirmesi ve bunun sonucunda ortaya çıkan hareket tipleri ile biyomekanik yan etkilerin farklılaşmasıdır. Ancak kullanılan parametreler farklıdır. Bizim çalışmamızda materyalin rijitliği ve tel kesiti moment/kuvvet oranını etkilerken, Najafi'nin çalışmasında lever arm yüksekliği kuvvet hattının vertikal düzlemdeki konumunu değiştirmiştir. Najafi'nin sonuçlarında ise lever arm yüksekliği arttıkça posterior dişlerde tipping ve ekstrüzyon eğilimleri değişmiş, anterior segmentte ise intrüzyon ve tipping paternleri ortaya çıkmıştır. Yani Najafi, jig yüksekliğinin dişlerin üç boyutlu hareket paternini doğrudan şekillendirdiğini göstermiştir (Najafi ve ark., 2025).

Klinik açıdan bakıldığında her iki çalışmanın da ortak yanı jig tasarımında kullanılan parametrelerin dikkatle seçilmesi gerektiğidir. Bizim çalışmamız materyal ve kalınlık seçiminin biyolojik uyum ve mekanik kontrol arasında bir denge gerektirdiğini ortaya koyarken, Najafi'nin çalışması lever arm yüksekliğinin yanlış seçilmesi halinde istenmeyen ekstrüzyon veya tipping hareketlerine yol açabileceğini vurgulamaktadır. Bu iki bakış açısı birleştirildiğinde, en uygun jig tasarımının ancak doğru materyal ve tel kalınlığı ile uygun jig yüksekliğinin bir arada seçilmesiyle elde edilebileceği söylenebilir (Najafi ve ark., 2025).

Her iki çalışmanın da kısıtlılıkları bulunmaktadır. Bizim çalışmamızda hazır maksiller modelin kullanılması, bireysel anatomik varyasyonların göz ardı edilmesine yol açarken, Najafi'nin çalışmasında yalnızca yükseklik parametresi değerlendirilmiş, farklı tel kalınlığı ve materyal seçenekleri dikkate alınmamıştır. Dolayısıyla ileride yapılacak araştırmalar, materyal, kalınlık ve yükseklik parametrelerini aynı anda inceleyerek daha kapsamlı biyomekanik sonuçlar ortaya koyabilir. Böylelikle hem klinisyenler için daha güvenilir bir rehberlik sağlanacak hem de hasta güvenliği ve tedavi etkinliği artırılabilecektir (Najafi ve ark., 2025).

Bizim çalışmamızda farklı jig kalınlıkları ve materyallerinin sabit bir kuvvet altında dentoalveolar yapılardaki stres dağılımı ve diş hareketine etkisi SEA ile incelenmiştir. Bulgular, tel kalınlığının artmasının jig rijitliğini artırarak diş hareketinde daha stabil bir kontrol sağladığını, materyal farklılıklarının ise stres dağılımını değiştirdiğini göstermiştir. Paslanmaz çelik tellerin daha rijit olmasıyla

PDL’de daha yüksek stresler olduğu ancak daha kontrollü hareket sağladığı, TMA tellerin ise elastik özellikleri nedeniyle biyolojik uyum avantajı sunduğu fakat kontrolün azaldığı sonucuna ulaşılmıştır.

Lee ve arkadaşları ise jig uzunluklarını değiştirerek kanin retraksiyonu sırasında oluşan hareket tiplerini sonlu elemanlar analizi ile incelemiştir. Üç farklı lever arm uzunluğu (6 mm, 8 mm, 10 mm) karşılaştırılmış, lever arm uzunluğu arttıkça diş hareketinin tipping’den translasyona doğru kaydığı, ancak daha uzun jiglerin ekstrüzyon eğilimini artırdığı rapor edilmiştir. Bu çalışmada esas önemli nokta, jig uzunluğunun moment/kuvvet oranı üzerinde belirleyici olması ve diş hareket paterninin bundan doğrudan etkilenmesidir (Lee ve ark., 2025).

İki çalışma da ortak olarak, jig tasarımında yapılan değişikliklerin biyomekanik sonuçları doğrudan etkilediğini ortaya koymaktadır. Ancak bizim çalışmamızda tel kalınlığı ve materyal değişkenliği, Lee’nin çalışmasında ise jig uzunluğu değerlendirilmiştir. Bizim bulgularımız daha çok materyal rijitliği ile stres dağılımı arasındaki ilişkiyi açıklarken, Lee’nin çalışması kuvvet hattının yüksekliği ile diş hareket paternindeki değişiklikleri ortaya koymuştur. Bu açıdan her iki araştırma birbirini tamamlar niteliktedir. Klinik olarak bakıldığında bizim çalışmamız tel materyali ve kalınlığı seçiminin önemini vurgularken, Lee’nin çalışması lever arm uzunluğunun uygun seçilmemesi halinde istenmeyen tipping veya ekstrüzyon etkilerinin ortaya çıkabileceğini göstermektedir (Lee ve ark., 2025).

Sonuç olarak, bu iki çalışmanın bir arada değerlendirilmesi jig tasarımında materyal, kesit ve yükseklik parametrelerinin hepsinin birlikte göz önüne alınması gerektiğini ortaya koymaktadır. Klinik uygulamalarda en kontrollü ve biyolojik olarak güvenli hareket ancak bu parametrelerin bir arada optimize edilmesiyle elde edilebilir. Gelecek araştırmalarda materyal/kalınlık ile jig yüksekliği değişkenlerinin aynı model üzerinde bir arada incelenmesi hem literatüre katkı sağlayacak hem de klinisyenlere daha kapsamlı bir biyomekanik rehberlik sunacaktır.

De Souza ve ark. ise farklı ortodontik tellerle splintlenmiş replante dişlerde stres dağılımını incelemiş ve özellikle aynı kalınlığa sahip tellerin alarım farklılıklarının biyomekanik sonuçlarını ortaya koymuştur. Çalışmada 0,8 mm

kalınlığında farklı alaşım teller karşılaştırılmış, farklı materyallerin rijitlik farklılıklarının diş ve periodontal yapılarda stres dağılımını değiştirdiği tespit edilmiştir. Bulgular, daha rijit tellerin daha fazla stres konsantrasyonu oluşturduğunu, daha esnek tellerin ise daha homojen bir dağılım sağladığını göstermiştir (de Souza ve ark., 2015).

Her iki çalışmanın ortak yönü, telin yalnızca kalınlığının değil aynı zamanda alaşım kompozisyonunun da biyomekanik sonuçlar üzerinde belirleyici olduğudur. Bizim çalışmamız jig gibi aktif ortodontik mekaniklerin farklı kalınlık ve materyal kombinasyonlarında diş hareketi ve stres dağılımını analiz ederken De Souza'nın çalışması daha çok travma sonrası stabilizasyon amacıyla kullanılan splint tellerinin biyomekaniğini değerlendirmiştir. Kullanım alanları farklı olmakla birlikte, her iki araştırma da materyal seçiminin klinik başarı açısından kritik öneme sahip olduğunu vurgulamaktadır. De Souza'nın çalışması replante dişlerde uygun tel materyalinin seçilmemesi halinde kök yüzeyi ve periodontal yapılarda zararlı streslerin oluşabileceğini göstermektedir (de Souza ve ark., 2015).

İki çalışmanın da sınırlılıkları bulunmaktadır. Bizim çalışmamızda segmental jig modelleri hazır maksiller model üzerinden analiz edilmiş, bireysel anatomik farklılıklar hesaba katılamamıştır. De Souza'nın çalışmasında ise tek bir tel kalınlığı (0,8 mm) incelenmiş ve klinikte görülebilecek daha geniş varyasyonlar göz önüne alınmamıştır. Gelecek araştırmalarda tel kalınlığı, materyal ve kullanım amacı birlikte ele alınarak daha kapsamlı sonuçlar elde edilebilir (de Souza ve ark., 2015).

Park ve arkadaşlarının çalışması ise benzer şekilde sonlu elemanlar analizini kullanmış, ancak segmental jig yerine ark teli rijitliği ve sürtünmenin, anterior segment retraksiyonu sırasında maksiller posterior segmentin yer değiştirmesi üzerindeki etkilerini araştırmıştır. Çalışmada dikdörtgen kesitli paslanmaz çelik ark telleri kullanılmış, ark teli rijitliğinin ve sürtünme kuvvetlerinin posterior dişlerdeki istenmeyen hareketlere nasıl yol açtığı incelenmiştir. Araştırmanın bulguları, ark teli rijitliğinin artmasıyla posterior segmentin daha stabil kaldığını, sürtünmenin ise anterior retraksiyonun verimliliğini azalttığını göstermiştir (Park ve ark., 2019).

Her iki çalışma da tel materyali ve rijitliğinin ortodontik biyomekanik sistemlerde ne kadar kritik olduğunu ortaya koymaktadır. Park ve arkadaşları ark

teli rijitliği ve sürtünmenin tüm posterior segment davranışına etkisini incelemiştir. Bizim araştırmamız segmental mekaniklerin optimizasyonuna odaklanırken, Park'ın çalışması daha çok tam ark sistemlerinde retraksiyon biyomekaniğini analiz etmiştir (Park ve ark., 2019).

İki alışma birlikte değerlendirildiğinde hem segmental mekaniklerde hem de tam ark retraksiyon sistemlerinde tel seçiminin ve mekanik tasarımı hem de biyomekanik kontrol hem de biyolojik uyum açısından belirleyici olduğu sonucuna ulaşılabilir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmada, farklı jig kalınlıkları ve materyallerinin dentoalveolar yapılarda oluşturduğu stres dağılımları ve diş hareketleri üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmiştir. Ortodontik tedavi sırasında segmental mekaniklerin biyomekanik özelliklerini değerlendirmek, klinikte daha güvenilir tedavi planlarının yapılabilmesine katkı sağlamaktadır. Elde edilen bulgular, hem kullanılan tel materyalinin (paslanmaz çelik, titanyum molibden alaşımı–TMA) hem de tel kesit boyutunun (16x22 inç, 19x25 inç) diş hareketi kontrolünde ve periodontal dokulardaki stres dağılımında belirleyici rol oynadığını göstermiştir.

Bulgular, hem kullanılan tel materyalinin hem de tel kesit boyutunun diş hareketi kontrolünde ve periodontal dokulardaki stres dağılımında belirleyici rol oynadığını göstermiştir.

Paslanmaz çelik tellerin daha yüksek rijitlik göstererek periodontal ligament ve alveolar kemikte daha yoğun stres oluşturduğu, daha az diş hareketi meydana getirdiği gösterilmiştir. TMA tellerin daha esnek yapısı nedeniyle kuvveti daha geniş alana nispeten daha homojen dağıttığı görülmüştür. Kullanılan teli kesiti arttıkça TMA ve SS teller arasındaki fark azalmıştır, ancak her senaryoda TMA teldeki hareket miktarı daha fazla bulunmuştur.

Bu çalışmanın sonuçları, klinisyenlere jig tasarımı sırasında hem biyomekanik kontrol hem de biyolojik uyum arasında bir denge kurmaları gerektiğini göstermektedir. Daha rijit teller kontrollü hareket için uygun olsa da aşırı stres birikimi riskine sahiptir; daha elastik teller ise dokular üzerinde daha fizyolojik kuvvet dağılımı sağlasa da istenmeyen hareketlere yol açabilmektedir. Dolayısıyla, her hasta için bireysel ihtiyaçlara göre uygun materyal ve kalınlık kombinasyonunun seçilmesi, tedavi etkinliği ve güvenliği açısından büyük önem taşımaktadır.

Çalışmanın kısıtlılıkları arasında, kullanılan modelin bireysel anatomik farklılıkları yansıtamaması, yalnızca belirli jig konfigürasyonlarının incelenmiş olması ve biyolojik adaptasyon süreçlerinin (hücrel yanıtlar, biyokimyasal mekanizmalar) modele dahil edilememesi sayılabilir. Bu nedenle, sonuçlar klinik gerçekliğe ışık tutmakla birlikte, doğrudan bire bir klinik uygulamaya genellenmemelidir.

Gelecekte yapılacak araştırmalarda, daha geniş hasta gruplarına ait KİBT verileri kullanarak kişiselleştirilmiş modellerin oluşturulması, farklı jig tasarımlarının materyal özellikleriyle birlikte değerlendirilmesi ve uzun dönem biyomekanik etkilerin incelenmesi önerilmektedir. Ayrıca, SEA bulgularının in vitro deneyler ve klinik çalışmalarla desteklenmesi sonuçların doğruluk ve güvenilirliğini artıracaktır.

Sonuç olarak, bu çalışma jig tasarımlarında tel materyali ve kesit seçiminin dentoalveolar biyomekanik üzerinde kritik rol oynadığını ortaya koymuştur. Elde edilen veriler, klinisyenlerin tedavi planlarını biyolojik sınırlar içinde daha güvenilir şekilde yapmalarına yardımcı olabilecek bilimsel bir dayanak oluşturmaktadır. Ortodontik tedavilerde biyomekanik optimizasyonun sağlanabilmesi için gelecekte yapılacak multidisipliner ve daha kapsamlı çalışmalar hem akademik hem de klinik uygulamalar açısından büyük önem taşımaktadır.



6. KAYNAKLAR

- Abrão, A. F., Domingos, R. G., de Paiva, J. B., Laganá, D. C., & Abrão, J. (2018). Photoelastic analysis of stress distribution in mandibular second molar roots caused by several uprighting mechanics. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 153(3), 415-421.
- Acar, A., Canyürek, Ü., Kocaaga, M., & Erverdi, N. (1999). Continuous vs. discontinuous force application and root resorption. *Angle Orthod* 69(2), 159-163.
- Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme Bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11(18-23).
- Ammar, H. H., Ngan, P., Crout, R. J., Mucino, V. H., & Mukdadi, O. M. (2011). Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 139(1), e59-e71.
- Andersen, K. L., Pedersen, E. H., & Melsen, B. (1991). Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 99(5), 427-440.
- Angle, E. H. (1899). Classification of malocclusion. *Dent. Cosmos*, 41, 350-357.
- Antonarakis, G. S., & Kiliaridis, S. (2008). Maxillary molar distalization with noncompliance intramaxillary appliances in Class II malocclusion. *Angle Orthod* 78(6), 1133-1140.
- Arvystas, M. G. (1990). Nonextraction treatment of severe class II, division 2 malocclusions: part 1. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 97(6), 510-521.
- Attia, K., Aboufotouh, M., & Fouda, A. (2019). Threedimensional computed tomography evaluation of airway changes after treatment with Carriere Motion 3D Class II appliance. *J Dent Maxillofacial Res*, 2(1), 16-19.
- Basdra, E., Huber, H., & Komposch, G. (1996). A clinical report for distalizing maxillary molars by using super-elastic wires. *J Orofac Orthop*, 57(2), 118-123.
- Bishara, S. E., & Ziaja, R. R. (1989). Functional appliances: a review. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 95(3), 250-258.
- Bolla, E., Muratore, F., Carano, A., & Bowman, S. J. (2002). Evaluation of maxillary molar distalization with the distal jet: a comparison with other contemporary methods. *Angle Orthod* 72(5), 481-494.
- Bondemark, L., & Kurol, J. (1992). Distalization of maxillary first and second molars simultaneously with repelling magnets. *Eur. J. Orthod.*, 14(4), 264-272.
- Bourauel, C., Freudenreich, D., Vollmer, D., Kobe, D., Drescher, D., & Jäger, A. (1999). Simulation of orthodontic tooth movements: a comparison of numerical models. *J Orofac Orthop*, 60(2), 136-151.
- Brezniak, N., Arad, A., Heller, M., Dinbar, A., Dinte, A., & Wasserstein, A. (2002). Pathognomonic cephalometric characteristics of Angle Class II Division 2 malocclusion. *Angle Orthod*, 72(3), 251-257.
- Burstone, C. J. (1962). Rationale of the segmented arch. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 48(11), 805-822.
- Bussick, T. J., & McNamara Jr, J. A. (2000). Dentoalveolar and skeletal changes associated with the pendulum appliance. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 117(3), 333-343.

- Byloff, F. K., & Darendeliler, M. A. (1997). Distal molar movement using the pendulum appliance. Part 1: clinical and radiological evaluation. *Angle Orthod* 67(4), 249-260.
- Cano, J., Campo, J., Moreno, L. A., & Bascones, A. (2006). Osteogenic alveolar distraction: a review of the literature. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 101(1), 11-28.
- Carano, A. (1996). The distal jet for upper molar distalization. *J Clin Orthod*, 30, 374-380.
- Carano, A., Lonardo, P., Velo, S., & Incorvati, C. (2005). Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog. Orthod.*, 6(1), 82-97.
- Carrière, L. (2004). A new Class II distalizer. *J Clin Orthod*, 38(4), 224-231.
- Cattaneo, P., Dalstra, M., & Melsen, B. (2005). The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J. Dent. Res.*, 84(5), 428-433.
- Cattaneo, P. M., Dalstra, M., & Melsen, B. (2003). The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 123(4), 367-373.
- Chaconas, S. J., Caputo, A. A., & Harvey, K. (1984). Orthodontic force characteristics of open coil springs. *Am. J. Orthod.*, 85(6), 494-497.
- Chang, C. H., Lin, J. S., & Roberts, W. E. (2019). Failure rates for stainless steel versus titanium alloy infrazygomatic crest bone screws: A single-center, randomized double-blind clinical trial. *Angle Orthod* 89(1), 40-46.
- Chen, J., Akyuz, U., Xu, L., & Pidaparti, R. (1998). Stress analysis of the human temporomandibular joint. *J. Med. Eng.*, 20(8), 565-572.
- Chen, Y.-J., Yao, C.-C. J., & Chang, H.-F. (2004). Nonsurgical correction of skeletal deep overbite and class II division 2 malocclusion in an adult patient. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 126(3), 371-378.
- Chen, Y. J., Chang, H. H., Huang, C. Y., Hung, H. C., Lai, E. H. H., & Yao, C. C. J. (2007). A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clin Oral Implants Res* 18(6), 768-775.
- Cheng, S.-J., Tseng, I.-Y., Lee, J.-J., & Kok, S.-H. (2004). A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 19(1).
- Chiu, P. P., McNamara Jr, J. A., & Franchi, L. (2005). A comparison of two intraoral molar distalization appliances: distal jet versus pendulum. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 128(3), 353-365.
- Comba, B., Parrini, S., Rossini, G., Castroflorio, T., & Deregibus, A. (2017). A Three-Dimensional Finite Element Analysis of Upper-Canine Distalization with Clear Aligners, Composite Attachments, and Class II Elastics. *J Clin Orthod*, 51(1), 24-28.
- Costa, A., Raffainl, M., & Melsen, B. (1998). Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 13(3), 201-209.
- Craig, R., & Powers, J. (2002). Restorative dental materials, 11th edn, St. Louis: Mosby, 348-370.
- Craig, R. G., Peyton, F. A., & Asgar, K. (1975). *Restorative dental materials*. CV Mosby Company.
- Creekmore, T. D. (1983). The possibility of skeletal anchorage. *J clin Orthod*, 17, 266-269.

- Dalstra, M., Cattaneo, P., & Melsen, B. (2004). Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics*, 1, 53-62.
- Daskalogiannakis, J. (2002). Glossary of orthodontic terms. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 122(3), 335-335.
- Davidovitch, Z. (1991). Tooth movement. *Crit Rev Oral Biol Med* 2(4), 411-450.
- de Souza, F. I., Poi, W. R., da Silva, V. F., Martini, A. P., Melo, R. A. d. C., Panzarini, S. R., & Rocha, E. P. (2015). Stress distribution in delayed replanted teeth splinted with different orthodontic wires: a three - dimensional finite element analysis. *Dent Traumatol* 31(3), 190-195.
- Duran, G. S., Görgülü, S., & Dindaroğlu, F. (2016). Three-dimensional analysis of tooth movements after palatal miniscrew-supported molar distalization. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 150(1), 188-197.
- Durkee, M. (1997). Periodontal ligament stress patterns in a nonlinear finite element model. *J. Dent. Res.*,
- Duru, F. (2014). Sınıf II olguların tedavisinde kullanılan iskeletsel ve dişsel destekli forsus ve monoblok apareylerinin çene-yüz kemikleri ve tme üzerine etkilerinin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştırılması. *Prof. Dr. Hülya Kılıçoğlu, İstanbul üniversitesi diş hekimliği fakültesi ortodonti anabilim dalı doktora tezi.*
- El-Dawlatly, M. M., Abou-EL-Ezz, A. M., El-Sharaby, F. A., & Mostafa, Y. A. (2014). Zygomatic mini-implant for Class II correction in growing patients. In: Springer.
- Enlow, D. H., Hans, M. G., & McGrew, L. (1996). *Essentials of facial growth* (Vol. 35). Saunders Philadelphia.
- Eskitaşcıoğlu, G. (1991). Doğal ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Kontak Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilmelerin Structural Analysis Program ile İncelenmesi. *AÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD Doktora Tezi, Ankara.*
- Freudenthaler, J. W., Bantleon, H. P., & Haas, R. (2001). Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: a preliminary report on clinical applications. *Clin Oral Implants Res* 12(4), 358-363.
- Gallas, M., Abeleira, M., Fernandez, J., & Burguera, M. (2005). Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *Eur. J. Orthod.*, 27(1), 12-16.
- Geng, J.-P., Tan, K. B., & Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, 85(6), 585-598.
- Ghosh, J., & Nanda, R. S. (1996a). Class II, Division 1 malocclusion treated with molar distalization therapy. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 110(6), 672-677.
- Ghosh, J., & Nanda, R. S. (1996b). Evaluation of an intraoral maxillary molar distalization technique. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 110(6), 639-646.
- Gianelly, A. A., Bednar, J., & Dietz, V. S. (1991). Japanese NiTi coils used to move molars distally. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 99(6), 564-566.
- Gianelly, A. A., Vaitaa, A. S., & Thomas, W. M. (1989). The use of magnets to move molars distally. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 96(2), 161-167.
- Gill, D. S., & Naini, F. B. (2012). *Orthodontics: Principles and practice*. John Wiley & Sons.

- Godiawala, R., & Joshi, M. (1974). A cephalometric comparison between Class II, Division 2 malocclusion and normal occlusion. *Angle Orthod* 44(3), 262-268.
- Gomes de Oliveira, S., Seraidarian, P., Landre Jr, J., Oliveira, D., & Cavalcanti, B. (2006). Tooth displacement due to occlusal contacts: a three - dimensional finite element study. *J. Oral Rehabil.*, 33(12), 874-880.
- Graber, L. W., Vanarsdall, R. L., Vig, K. W., & Huang, G. J. (1994). Orthodontics: current principles and techniques. (*No Title*).
- Gulati, S., Kharbanda, O., & Parkash, H. (1998). Dental and skeletal changes after intraoral molar distalization with sectional jig assembly. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 114(3), 319-327.
- Haas, S. E., & Cisneros, G. J. (2000). The goshgarian transpalatal bar: A clinical and an experimental investigation. *Semin Orthod.*,
- Halazonetis, D. J. (1996). Computer experiments using a two-dimensional model of tooth support. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 109(6), 598-606.
- Hammond, D., & Whitty, J. (2015). Finite element analysis and dentistry. *Fac. Dent. J.*, 6(3), 134-139.
- Haydar, S., & Üner, O. (2000). Comparison of Jones jig molar distalization appliance with extraoral traction. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 117(1), 49-53.
- Hilgers, J. J. (1992). The pendulum appliance for Class II non-compliance therapy. *J Clin orthod*, 26, 706-714.
- Holberg, C., Holberg, N., & Rudzki-Janson, I. (2008). Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 134(1), 53-59.
- Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., & Mante, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J. Oral Implantol.*, 24(2), 80-88.
- İlgün, A., Korkmaz, H. H., Malkoç, S., & Başçiftçi, F. A. (2004). İnsan Mandibulasında Sonlu Elemanlar Metodu Kullanılarak Gerilme Analizi Yapılması. *Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 19(1), 29-38.
- İnan, M. (2001). *Cisimlerin mukavemeti*. İTÜ Vakfı.
- Jain, A., Prasanth, G., Mathew, S., & Sabrish, S. (2021). Analysis of stress in periodontium associated with orthodontic tooth movement: a three dimensional finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Eng Imaging* 24(16), 1841-1853.
- Jeon, J.-M., Yu, H.-S., Baik, H.-S., & Lee, J.-S. (2006). En-masse distalization with miniscrew anchorage in Class II nonextraction treatment. *J Clin Orthod*, 40(8), 472-476.
- Jones, R., & White, J. (1992). Rapid Class II molar correction with an open-coil jig. *J Clin Orthod*, 26(10), 661-664.
- Kalra, V. (1995). The K-loop molar distalizing appliance. *J Clin Orthod*, 29, 298-301.
- Kang, J.-M., Park, J. H., Bayome, M., Oh, M., Park, C. O., Kook, Y.-A., & Mo, S.-S. (2016). A three-dimensional finite element analysis of molar distalization with a palatal plate, pendulum, and headgear according to molar eruption stage. *Korean J Orthod.*, 46(5), 290-300.

- Katsavrias, E. G. (2006). Morphology of the temporomandibular joint in subjects with Class II Division 2 malocclusions. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 129(4), 470-478.
- Keles, A. (2001). Maxillary unilateral molar distalization with sliding mechanics: a preliminary investigation. *Eur. J. Orthod.*, 23(5), 507-515.
- Keles, A., Pamukcu, B., & Tokmak, E. C. (2002). Bilateral maxillary molar distalization with sliding mechanics: Keles slider. *World J. Orthod.*, 3(1).
- Keles, A., & Sayinsu, K. (2000). A new approach in maxillary molar distalization: intraoral bodily molar distalizer. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 117(1), 39-48.
- Kim, Y. H., Yang, S.-M., Kim, S., Lee, J. Y., Kim, K. E., Gianelly, A. A., & Kyung, S.-H. (2010). Midpalatal miniscrews for orthodontic anchorage: factors affecting clinical success. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 137(1), 66-72.
- King, G. J., McGorray, S. P., Wheeler, T. T., Dolce, C., & Taylor, M. (2003). Comparison of peer assessment ratings (PAR) from 1-phase and 2-phase treatment protocols for Class II malocclusions. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 123(5), 489-496.
- Kinzinger, G. S., Diedrich, P. R., & Bowman, S. J. (2006). Upper molar distalization with a miniscrew-supported Distal Jet. *J Clin Orthod*, 40(11), 672-678.
- Kirschneck, C., Römer, P., Proff, P., & Lippold, C. (2013). Association of dentoskeletal morphology with incisor inclination in angle class II patients: a retrospective cephalometric study. *Head Face Med* 9, 1-8.
- Kojima, Y., & Fukui, H. (2005). Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 127(5), 542-551.
- Kojima, Y., Mizuno, T., & Fukui, H. (2007). A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 132(5), 630-638.
- Krishnan, V., & Davidovitch, Z. e. (2006). Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 129(4), 469. e461-469. e432.
- Kuhlberg, A., & Nanda, R. (2005). Principles of biomechanics. In *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics* (pp. 1-16). Elsevier.
- Kuroda, S., Sugawara, Y., Deguchi, T., Kyung, H.-M., & Takano-Yamamoto, T. (2007). Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 131(1), 9-15.
- Kutz, M. (2015). *Mechanical engineers' handbook, volume 1: Materials and engineering mechanics* (Vol. 1). John Wiley & Sons.
- Kyung, H.-M., Park, H.-S., Bae, S.-M., Sung, J. H., & Kim, I.-B. (2003). Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod*, 37(6), 321-328; quiz 314.
- Lee, D.-H., Chae, J.-M., Park, J. H., Chang, N.-Y., Kang, K.-H., & Choi, S.-K. (2025). Tooth Movement Patterns Based on Traction Methods for Mandibular Canine Retraction Using Skeletal Anchorage: A Finite Element Analysis. *Appl Sci* 15(8), 4109.
- Lee, K.-J., Joo, E., Kim, K.-D., Lee, J.-S., Park, Y.-C., & Yu, H.-S. (2009). Computed tomographic analysis of tooth-bearing alveolar bone for orthodontic miniscrew placement. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 135(4), 486-494.
- Lim, J.-K., Jeon, H. J., & Kim, J. H. (2011). Molar distalization with a miniscrew-anchored sliding jig. *J Clin Orthod*, 45(7), 368-377.

- Lim, J.-W., Kim, W.-S., Kim, I.-K., Son, C.-Y., & Byun, H.-I. (2003). Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. *Korean J Orthod.*, 11-20.
- Lin, J. C. Y., & Liou, E. J. W. (2003). A new bone screw for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.*, 37(12), 676-681.
- Liou, E. J., Chen, P.-H., Wang, Y.-C., & Lin, J. C.-Y. (2007). A computed tomographic image study on the thickness of the infrazygomatic crest of the maxilla and its clinical implications for miniscrew insertion. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 131(3), 352-356.
- Liou, E. J., Pai, B. C., & Lin, J. C. (2004). Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 126(1), 42-47.
- Locatelli, R., Bednar, J., Dietz, V., & Gianelly, A. (1992). Molar distalization with superelastic NiTi wire. *J Clin Orthod.*, 26(5), 277-279.
- Magne, P. (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent. Mater. J.*, 23(5), 539-548.
- Mandurino, M., & Balducci, L. (2001). Asymmetric distalization with a TMA transpalatal arch. *J Clin Orthod.*, 35(3), 174-178.
- McGuinness, N., Wilson, A. N., Jones, M., Middleton, J., & Robertson, N. R. (1992). Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament—a finite element study. *Angle Orthod* 62(1), 15-22.
- Meikle, M. (2007). Remodeling the dentofacial skeleton: the biological basis of orthodontics and dentofacial orthopedics. *J. Dent. Res.*, 86(1), 12-24.
- Melsen, B. (2001). Biomechanics in Orthodontics. *Eur. J. Orthod.*, 23(4), 459.
- Melsen, B. (2005). Mini-implants: where are we? *J Clin Orthod.*, 39(9), 539.
- Melsen, B., & Costa, A. (2000). Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 3(1), 23-28.
- Middleton, J., Jones, M., & Wilson, A. (1996). The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 109(2), 155-162.
- Mills, J. (1973). The problem of overbite in Class II, division 2 malocclusion. *Br. J. Orthod.*, 1(1), 34-48.
- Mischler, S., & Pax, G. (2002). Tribological behavior of titanium sliding against bone. *Eur Cell Mater Suppl*, 1(3), 28-29.
- Miyawaki, S., Koyama, I., Inoue, M., Mishima, K., Sugahara, T., & Takano-Yamamoto, T. (2003). Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 124(4), 373-378.
- Najafi, H. Z., Pakshir, H. R., & Bahraini, F. (2025). Stress Distribution and Tooth Displacement Analysis of Maxillary Molar Distalization by Different Designs of Jig in a Finite Element Study. *J. Dent.*, 26(1), 33.
- Nanci, A., & Bosshardt, D. D. (2006). Structure of periodontal tissues in health and disease. *Periodontol.* 2000, 40(1), 11.

- Natali, A. N., Pavan, P. G., & Scarpa, C. (2004). Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dent. Mater. J.*, 20(7), 623-629.
- Ngantung, V., Nanda, R. S., & Bowman, S. J. (2001). Posttreatment evaluation of the distal jet appliance. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 120(2), 178-185.
- Nomura, S., & Takano-Yamamoto, T. (2000). Molecular events caused by mechanical stress in bone. *Matrix Biology*, 19(2), 91-96.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection* (Vol. 10). Quintessence Chicago.
- Pancherz, H., Zieber, K., & Hoyer, B. (1997). Cephalometric characteristics of Class II division 1 and Class II division 2 malocclusions: a comparative study in children. *Angle Orthod.*, 67(2), 111-120.
- Pancherz, H. (2000). Dentofacial orthopedics or orthognathic surgery: is it a matter of age? *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 117(5), 571-574.
- Papadopoulos, M. A. (2006). *Orthodontic treatment of the Class II noncompliant patient: current principles and techniques*. Elsevier Health Sciences.
- Papadopoulos, M. A., & Tarawneh, F. (2007). The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 103(5), e6-e15.
- Park, C.-S., Yu, H.-S., Cha, J.-Y., Mo, S.-S., & Lee, K.-J. (2019). Effect of archwire stiffness and friction on maxillary posterior segment displacement during anterior segment retraction: a three-dimensional finite element analysis. *Korean J Orthod.*, 49(6), 393-403.
- Park, H.-S. (2001). MIA (Micro-Implant Anchorage) for Class I Bialveolar Protrusion. *J. Clin. Orthod.*, 35, 417-422.
- Park, H.-S., Kwon, T.-G., & Sung, J.-H. (2004). Nonextraction treatment with microcrew implants. *Angle Orthod* 74(4), 539-549.
- Park, H.-S., Lee, S.-K., & Kwon, O.-W. (2005). Group distal movement of teeth using microcrew implant anchorage. *Angle Orthod* 75(4), 602-609.
- Peck, S., Peck, L., & Kataja, M. (1998). Class II Division 2 malocclusion: a heritable pattern of small teeth in well-developed jaws. *Angle Orthod.*, 68(1), 9-20.
- Pieringer, M., Droschl, H., & Permann, R. (1997). Distalization with a Nance appliance and coil springs. *J Clin Orthod*, 31(5), 321-326.
- Proffit, W., Fields, H., Larson, B., & Sarver, D. (2019). Contemporary orthodontics 6th edition William proffit. In: St. Lois: Elsevier.
- Proffit, W., Fields, H., & Sarver, D. (2006). Contemporary orthodontics: Elsevier health sciences. *Philadelphia, USA, 1*.
- Proffit, W. R., Fields, H., Larson, B., & Sarver, D. M. (2019a). *Contemporary Orthodontics, 6e: South Asia Edition-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Proffit, W. R., Fields, H., Larson, B., & Sarver, D. M. (2019b). *Ortodoncia contemporánea*. Elsevier Health Sciences.
- Proffit, W. R., Fields, H., & Sarver, D. (2007). Contemporary orthodontics 4th ed. *Philadelphia: Mosby*.

- Provatidis, C. G. (2000). A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *J. Med. Eng.*, 22(5), 359-370.
- Rao, S. S. (2010). *The finite element method in engineering*. Elsevier.
- Reddy, J. N. (2005). *An introduction to the finite element method* (Vol. 3). McGraw-Hill New York.
- Reimann, S., Keilig, L., Jäger, A., & Bourauel, C. (2007). Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. *Eur. J. Orthod.*, 29(3), 219-224.
- Reitan, K. (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am. J. Orthod.*, 43(1), 32-45.
- Reitan, K. (1985). Biomechanical principles and reaction. *Orthodontics current principles and techniques*, 101-192.
- Ren, Y., Maltha, J. C., & Kuijpers-Jagtman, A. M. (2003). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod.*, 73(1), 86-92.
- Ren, Y., & Vissink, A. (2008). Cytokines in crevicular fluid and orthodontic tooth movement. *Eur. J. Oral Sci.*, 116(2), 89-97.
- Roberts, W. E., Arbuckle, G. R., & Analoui, M. (1996). Rate of mesial translation of mandibular molars using implant-anchored mechanics. *Angle Orthod* 66(5), 331-338.
- Runge, M. E., Martin, J. T., & Bukai, F. (1999). Analysis of rapid maxillary molar distal movement without patient cooperation. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 115(2), 153-157.
- Sandy, J. R., Farndale, R. W., & Meikle, M. C. (1993). Recent advances in understanding mechanically induced bone remodeling and their relevance to orthodontic theory and practice. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 103(3), 212-222.
- Sardarian, A., Danaei, S. M., Shahidi, S., Boushehri, S. G., & Geramy, A. (2014). The effect of vertical bracket positioning on torque and the resultant stress in the periodontal ligament—a finite element study. *Prog. Orthod.*, 15(1), 50.
- Sassouni, V. (1969). A classification of skeletal facial types. *Am. J. Orthod.*, 55(2), 109-123.
- Schroeder, H. E. (2012). *The periodontium* (Vol. 5). Springer Science & Business Media.
- Schwarz, A. M. (1932). Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*, 18(4), 331-352.
- Sfondrini, M. F., Cacciafesta, V., & Sfondrini, G. (2002). Upper molar distalization: a critical analysis. *Orthod. Craniofac. Res.*, 5(2), 114-126.
- Shetty, P., Hegde, A., & Rai, K. (2010). Finite element method—an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent* 34(3), 281-285.
- Singh, S., Mogra, S., Shetty, V. S., Shetty, S., & Philip, P. (2012). Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self-drilling miniscrew implant system. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 141(3), 327-336.
- Sugawara, J., Kanzaki, R., Takahashi, I., Nagasaka, H., & Nanda, R. (2006). Distal movement of maxillary molars in nongrowing patients with the skeletal anchorage system. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 129(6), 723-733.

- Sung, S. J., Baik, H. S., Moon, Y. S., Yu, H. S., & Cho, Y. S. (2003). A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 123(4), 441-450.
- Szabó, B., & Babuška, I. (2021). Finite element analysis: Method, verification and validation.
- Taner, T. U., Yukay, F., Pehlivanoglu, M., & Çakırer, B. (2003). A comparative analysis of maxillary tooth movement produced by cervical headgear and pend-x appliance. *Angle Orthod* 73(6), 686-691.
- Tanne, K., Hiraga, J., Kakiuchi, K., Yamagata, Y., & Sakuda, M. (1989). Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 95(3), 200-207.
- Tanne, K., Hiraga, J., & Sakuda, M. (1989). Effects of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex. *Eur. J. Orthod.*, 11(4), 382-391.
- Tanne, K., Koenig, H. A., & Burstone, C. J. (1988). Moment to force ratios and the center of rotation. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 94(5), 426-431.
- Tanne, K., Nagataki, T., Inoue, Y., Sakuda, M., & Burstone, C. J. (1991). Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 100(1), 66-71.
- Tanne, K., Sakuda, M., & Burstone, C. J. (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 92(6), 499-505.
- Toms, S. R., Lemons, J. E., Bartolucci, A. A., & Eberhardt, A. W. (2002). Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 122(2), 174-179.
- Tseng, Y.-C., Hsieh, C.-H., Chen, C.-H., Shen, Y.-S., Huang, I.-Y., & Chen, C.-M. (2006). The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 35(8), 704-707.
- Tulloch, J. C., Proffit, W. R., & Phillips, C. (2004). Outcomes in a 2-phase randomized clinical trial of early Class II treatment. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, 125(6), 657-667.
- Ulusoy, Ç., & Darendeliler, N. (2008). Effects of Class II activator and Class II activator high-pull headgear combination on the mandible: a 3-dimensional finite element stress analysis study. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 133(4), 490. e499-490. e415.
- Uysal, C., Baloş Tuncer, B., & Tuncer, C. (2019). Maxillary posterior intrusion with corticotomy-assisted approaches with zygomatic anchorage—a finite element stress analysis. *Prog. Orthod.*, 20(1), 8.
- Ülgen, M. (1993). Ortodontik tedavi prensipleri.
- Ülgen, M. (2000). *Ortodonti: anomaliler, sefalometri, etoloji, büyüme ve gelişim, tanı*. Yeditepe Üniversitesi.
- Weinbaum, S., Cowin, S. C., & Zeng, Y. (1994). A model for the excitation of osteocytes by mechanical loading-induced bone fluid shear stresses. *J. Biomech.*, 27(3), 339-360.
- Wilmes, B., & Drescher, D. (2010). Application and effectiveness of the Beneslider: a device to move molars distally. *World J Orthod*, 11(4), 331-340.
- Wilson, W., & Wilson, R. (1984). Modular 3D appliances. Problem solving in edgewise, straightwire, and lightwire treatment. *J Clin Orthod*, 18(4), 272-281.

- Wilson, W., & Wilson, R. (1987). Multi-directional 3D functional Class II treatment. *J Clin Orthod*, 21(3), 186-189.
- Wu, X., Liu, H., Luo, C., Li, Y., & Ding, Y. (2018). Three-dimensional evaluation on the effect of maxillary dentition distalization with miniscrews implanted in the infrazygomatic crest. *Implant Dent.*, 27(1), 22-27.
- Xiao, T., Su, J.-y., Lei, J., Zhang, X., Yu, J., Nie, X.-p., Ying, Q.-h., Hou, J.-x., & Guo, J. (2024). Effectiveness of different intrusion modes of maxillary anterior teeth with mini-implants in clear aligner treatment: a three-dimensional finite element analysis. *BMC Oral Health*, 24(1), 758.
- Yamada, K., Kuroda, S., Deguchi, T., Takano-Yamamoto, T., & Yamashiro, T. (2009). Distal movement of maxillary molars using miniscrew anchorage in the buccal interradicular region. *Angle Orthod* 79(1), 78-84.
- Yettram, A., Wright, K., & Pickard, H. (1976). Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J. Dent. Res.*, 55(6), 1004-1011.
- Yousefian, J., Trimble, D., & Folkman, G. (2006). A new look at the treatment of Class II Division 2 malocclusions. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, 130(6), 771-778.
- Yu, J.-H., Lin, Y.-S., Chang, W.-J., Chang, Y.-Z., & Lin, C.-L. (2014). Mechanical effects of micro-thread orthodontic mini-screw design on artificial cortical bone. *J Med Biol Eng*, 34(1), 49-55.