



T.C.

**SAĞLIK BİLİMLERİ
ÜNİVERSİTESİ GÜLHANE DİŞ
HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**DİREKT ÜRETİM ŞEFFAF PLAKLARIN
DİŞ HAREKETİNE ETKİSİ**

Dt. Burcu BAKKAL

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Kübra Gülnur TOPSAKAL

Ortodonti Anabilim Dalı

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

ANKARA 2025



T.C.

**SAĞLIK BİLİMLERİ
ÜNİVERSİTESİ GÜLHANE DİŞ
HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**DİREKT ÜRETİM ŞEFFAF PLAKLARIN
DİŞ HAREKETİNE ETKİSİ**

Dt. Burcu BAKKAL

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Kübra Gülnur TOPSAKAL

Ortodonti Anabilim Dalı

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

ANKARA 2025

Bu tez çalışması Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2024/108 nolu proje kapsamında desteklenmiştir.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi birikimi ve klinik tecrübesiyle her zaman yanımda olan, sabır ve özveriyle bana rehberlik eden; akademik gelişimime sağladığı katkıların yanı sıra, desteğe ihtiyaç duyduğum anlarda gösterdiği anlayış ve içten ilgisiyle manevi olarak da yanımda bulunan, yalnızca bir danışman değil, aynı zamanda yol gösterici bir mentor olan tez danışmanım sayın Doç. Dr. Kübra Gülnur TOPSAKAL'a

Tez çalışmam ve uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesiyle yolumu aydınlatan, her daim yapıcı ve destekleyici yaklaşımıyla yanımda olan Anabilim Dalı Başkanım Prof. Dr. Serkan GÖRGÜLÜ'ye

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle cömertçe paylaşan, katkılarıyla akademik gelişimime değerli desteklerde bulunan Değerli Hocam, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Berat Serdar AKDENİZ ve Sayın Doç. Dr. Gökhan Serhat DURAN'a

Asistanlık sürecim boyunca samimi tutumu, yapıcı yaklaşımı ve içten desteğiyle yanımda olan Değerli Hocam Dr. Öğr. Üyesi Perihan DALGALI'ya; akademik gelişimime katkılarının yanı sıra, karşılaştığım her zorlukta içtenliği ve desteğiyle bana güç veren Değerli Hocam Dr. Öğr. Üyesi Şule GÖKMEN'e, ayrıca bölümümüz hocaları Dr. Öğr. Üyesi Selcen ESER MISIR'a ve Dr. Öğr. Üyesi Gizem DEMİR'e

Asistanlık sürecim boyunca hep yanımda olan, beni içtenlikle ve özveriyle her zaman destekleyen kıymetli arkadaşım Rüveyda DOĞRUGÖREN'e ve bu süreçte katkı sunan başta Yağızalp SÜKÛT ve Yasemin YİĞİT olmak üzere diğer tüm asistan arkadaşlarıma,

Mesafeler uzak olsa da kendisini daima yanımda hissettiğim, moral kaynağım olan değerli arkadaşım Ebru YURDAKURBAN'a ve asistanlık sürecim boyunca beni kızı gibi destekleyen, her ihtiyacıma koşan Bedriye DAMAR'a,

Beni bu yaşa kadar sevgiyle yetiştiren, değerlerimi ve kişiliğimi şekillendiren kıymetli ebeveynlerim Mehmet BOZOĞLU ve Akgül BOZOĞLU'na; desteğini daima hissettiren canım kardeşim Aslıhan BOZOĞLU'na ve hayat yolculuğunda bana eşlik eden sevgili eşim Oğuzcan BAKKAL'a, 2024/108 nolu proje kapsamında bu tez çalışmasını destekleyen Sağlık Bilimleri Üniversitesi BAP koordinatörlüğü'ne en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	v
ŞEKİL LİSTESİ	vi
TABLO LİSTESİ	viii
ÖZET.....	ix
ABSTRACT	xi
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	12
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1. 3B Yazıcılar ve Ortodontide 3B Üretim.....	4
2.1.1. 3B Yazıcıların Tarihçesi	4
2.1.2. 3B Yazıcı Türleri	4
2.1.2.1.Tarayarak Işıklı Kütleme Tekniği-SLA (Stereo Lithography Apparatus)	5
2.1.2.2.Birleştirmeli yığılma modeli – FDM (Fused Deposition Modelling)	5
2.1.2.3.Dijital Işık İşleme (DLP).....	6
2.1.2.4.Poly Jet modeli (multi-jet printing (MJP)).....	7
2.1.2.5.Seçici Lazer Sinterleme- SLS (Selective Laser Sintering)	7
2.1.3.3B Yazıcıların Ortodontide Kullanımı	8
2.2.Şeffaf Plakların Tarihçesi	9
2.3.Şeffaf Plak Tedavisinin Avantajları	10
2.4.Şeffaf Plak Tedavisinin Limitasyonları	10
2.5.Şeffaf Plakların Üretim Süreci	11
2.5.1.Termoform şekillendirme yöntemi ile üretilen şeffaf plaklar	11
2.5.2.3B Yazıcı ile Direkt Üretim Şeffaf Plaklar.....	12
2.6.Şeffaf Plak Tedavilerinin Biyomekaniği ve Tork Hareketi	15
2.6.1.Tork Kontrolünde Kullanılan Ataşman Tipleri	17
2.6.1.1.Konvansiyonel Ataşmanlar	17
2.6.1.2.Optimize Ataşmanlar.....	17
2.6.2.Tork Kontrolünde Kullanılan Plak Eklentileri	18
2.6.2.1.Güç Çıkıntıları (Power Ridge)	18

2.7.Fiziksel Gerinim ve Stres Tespit Yöntemleri	18
2.7.1.Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi.....	19
2.7.2.Kırılğan Vernik Tekniği.....	19
2.7.3.Fotoelastik Gerilme Yöntemi	19
2.7.4.Lazer Işınlı Kuvvet Analiz Yöntemi (Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi)	20
2.7.5.Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi (SEA)	20
2.8.Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Kavramlar.....	22
2.8.1.Kuvvet.....	22
2.8.2.Homojen Cisim	22
2.8.3.Rijit Eleman	22
2.8.4.Gerilme (Stres).....	22
2.8.5.Gerinim (Strain)	23
2.8.6.Gerilme-Gerinim Eğrisi	23
2.8.7.Elastik Modülü – Young Modülü.....	23
2.8.8.Poisson Oranı	23
2.8.9.Eleman ve Düğüm (Node) Yapıları.....	24
2.8.10.Ağ Yapısı (Mesh)	24
2.8.11.Von Mises Stres Gerilmesi	24
2.9.Sonlu Elemanlar Analizi Çalışma Prensibi	24
2.10.Sonlu Elemanlar Analizi Avantaj ve Limitasyonları	26
3.GEREÇ VE YÖNTEM	28
3.1.Çalışma Tasarımı.....	28
3.2.Üç Boyutlu Anatomik Modelleme	28
3.3.Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Dişler Ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi.....	29
3.4.Plakların Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	33
3.5.Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi.....	39
3.6.Malzeme Tanımları	40
3.7.Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	40
3.8.Kuantitatif Model Bilgileri.....	42
3.9.Sistemlerin Birleştirilmesi ve Komponentler Arasındaki Bağlantı Durumu	42

4.BULGULAR.....	43
4.1.Bileşke Yer Değiştirme Bulguları	44
4.2.X Eksenli Yer Değiştirme Bulguları.....	53
4.3.Y Eksenli Yer Değiştirme Bulguları.....	62
4.4.Z Eksenli Yer Değiştirme Bulguları	71
4.5.Dişlere Ait Von Mises Gerilim Bulguları.....	80
4.6.Periodontal Ligamente (Pdl) Ait Von Mises Gerilim Bulguları.....	90
4.7.Plaklara Ait Bileşke Yer Değiştirme Bulguları	100
5.TARTIŞMA.....	105
5.1.Amacın Tartışılması	105
5.2.Metodun Tartışılması.....	109
5.3.Bulguların Tartışılması.....	118
6.LİMİTASYONLAR	131
7.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	133
8.KAYNAKLAR.....	135

SİMGELER VE KISALTMALAR

CAD-CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim
DLP	Dijital Işık İşleme
FDM	Birleştirmeli Yığma Modeli
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
PCA	Polietilen Tereftalat Glikol
PC	Polikarbonat
PE	Polietilen
PET-G	Glikol-Modifiyeli Polietilen Tereftalat
PLA	Polilaktik Asit
PP	Polipropilen
PPP	Polyjet Fotopolimer
PU	Poliüretan
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
SLA	Stereolitografi
SLS	Seçici Lazer Sinterleme
TPU	Termoplastik Poliüretan

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 3. 1. Hastadan elde edilen KIBT görüntüleri	29
Şekil 3. 2. KIBT verisinden segmente edilmiş modelin yazılımdaki görüntüsü	30
Şekil 3. 3. KIBT verisinden segmente edilmiş kortikal kemiğin yazılımdaki görüntüsü.....	30
Şekil 3. 4. KIBT verisinden segmente edilmiş trabeküler kemiğin yazılımdaki görüntüsü.....	31
Şekil 3. 5. KIBT verisinden segmente edilmiş dişlerin yazılımdaki görüntüsü.....	31
Şekil 3. 6. KIBT verisinden segmente edilmiş periodontal ligamentin yazılımdaki görüntüsü.....	32
Şekil 3. 7. Senaryo 1'e ait modelleme görüntüsü	34
Şekil 3. 8. Senaryo 2'e ait modelleme görüntüsü	35
Şekil 3. 9. Senaryo 3'e ait modelleme görüntüsü	36
Şekil 3. 10. Senaryo 4'e ait modelleme görüntüsü	37
Şekil 3. 11. Senaryo 5'e ait modelleme görüntüsü.....	38
Şekil 3. 12. Ağ yapıları oluşturulmuş matematiksel model	39
Şekil 3. 13. Yükleme senaryosu.....	41
Şekil 3. 14. Sınır Koşulları.....	41
Şekil 4. 1. Senaryo 1'e Ait Bileşke Yer Değiştirme Renk Haritaları	48
Şekil 4. 2. Senaryo 2'ye Ait Bileşke Yer Değiştirme Renk Haritaları	49
Şekil 4. 3. Senaryo 3'e Ait Bileşke Yer Değiştirme Renk Haritaları	50
Şekil 4. 4. Senaryo 4'e Ait Bileşke Yer Değiştirme Renk Haritaları	51
Şekil 4. 5. Senaryo 5'e Ait Bileşke Yer Değiştirme Renk Haritaları	52
Şekil 4. 6. Senaryo 1'e Ait X Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları	57
Şekil 4. 7. Senaryo 2'ye Ait X Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları	58
Şekil 4. 8. Senaryo 3'e Ait X Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları	59
Şekil 4. 9. Senaryo 4'e Ait X Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları	60

Şekil 4. 10. Senaryo 5'e Ait X Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları	61
Şekil 4. 11. Senaryo 1'e Ait Y Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları	66
Şekil 4. 12. Senaryo 2'ye Ait Y Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları.....	67
Şekil 4. 13. Senaryo 3'e Ait Y Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları.....	68
Şekil 4. 14. Senaryo 4'e Ait Y Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları.....	69
Şekil 4. 15. Senaryo 5'e Ait Y Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları.....	70
Şekil 4. 16. Senaryo 1'e Ait Z Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları.....	75
Şekil 4. 17. Senaryo 2' ye Ait Z Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları	76
Şekil 4. 18. Senaryo 3'e Ait Z Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları.....	77
Şekil 4. 19. Senaryo 4'e Ait Z Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları.....	78
Şekil 4. 20. Senaryo 5'e Ait Z Ekseni Yer Değiştirme Renk Haritaları.....	79
Şekil 4. 21. Senaryo 1'e Ait Von Mises Gerilim Bulguları.....	81
Şekil 4. 22. Senaryo 2'ye Ait Von Mises Gerilim Bulguları.....	83
Şekil 4. 23. Senaryo 3'e Ait Von Mises Gerilim Bulguları.....	85
Şekil 4. 24. Senaryo 4'e Ait Von Mises Gerilim Bulguları.....	87
Şekil 4. 25. Senaryo 5'e Ait Von Mises Gerilim Bulguları.....	89
Şekil 4. 26. Senaryo 1'e PDL Von Mises stres dağılım haritaları.....	91
Şekil 4. 27. Senaryo 2 PDL Von Mises stres dağılım haritaları	93
Şekil 4. 28. Senaryo 3 PDL Von Mises stres dağılım haritaları	95
Şekil 4. 29. Senaryo 4 PDL Von Mises stres dağılım haritaları	97
Şekil 4. 30. Senaryo 5 PDL Von Mises stres dağılım haritaları	99
Şekil 4. 31. Senaryo 1'e Ait Plak Bileşke Yer Değiştirme Bulguları.....	100
Şekil 4. 32. Senaryo 2'ye Ait Plak Bileşke Yer Değiştirme Bulguları.....	101
Şekil 4. 33. Senaryo 3'e Ait Plak Bileşke Yer Değiştirme Bulguları.....	102
Şekil 4. 34. Senaryo 4'e Ait Plak Bileşke Yer Değiştirme Bulguları	103
Şekil 4. 35. Senaryo 5'e Ait Plak Bileşke Yer Değiştirme Bulguları.....	104

TABLO LİSTESİ

Tablo 3. 1. Çalışmada Uygulanan Senaryolar Ve Özellikleri	33
Tablo 3. 2. Çalışmada Kullanılan Malzemelere Ait Elastik Modül Ve Poisson Oranı Değerleri.....	40
Tablo 3. 3. Senaryolarda Kullanılan Düğüm Ve Eleman Sayıları	42
Tablo 4. 1. Farklı Senaryolardaki 11, 12 Ve 13 Numaralı Dişlerin Kron Ve Köklerine Ait Bileşke Yer Değiştirme Değerleri.....	45
Tablo 4. 2. Farklı Senaryolardaki 11, 12 Ve 13 Numaralı Dişlerin Kron Ve Köklerine Ait X Eksenli Yer Değiştirme Değerleri.....	54
Tablo 4. 3. Farklı Senaryolardaki 11, 12 Ve 13 Numaralı Dişlerin Kron Ve Köklerine Ait Y Eksenli Yer Değiştirme Değerleri.....	63
Tablo 4. 4. Farklı Senaryolardaki 11, 12 Ve 13 Numaralı Dişlerin Kron Ve Köklerine Ait Z Eksenli Yer Değiştirme Değerleri.....	72

ÖZET

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı, şeffaf plakların üretiminde kullanılan termoform ve üç boyutlu (3B) yazıcılarla direkt üretim tekniklerinin biyomekanik özelliklerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmek; ayrıca direkt üretim tekniğiyle elde edilen şeffaf plaklarda uygulanan farklı kalınlık modifikasyonlarının, maksiller lateral dişlerdeki 1° tork hareketi etkinliği, diş dokuları üzerindeki stres dağılımı ve plak deformasyonu üzerindeki etkilerini sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemi ile analiz etmektir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada, konik ışınli bilgisayarlı tomografi verileri kullanılarak üst çene, diş ve çevre anatomik yapılar 3B olarak dijital ortamda modellenmiş ve bu modeller üzerinde farklı kalınlık, bölgesel modifikasyon ve üretim yöntemi senaryolarına göre tasarlanmış sanal şeffaf plak yapıları oluşturulmuştur. Plakların yapısal özelliklerine göre beş ayrı model senaryosu tanımlanmıştır. Birinci senaryoda, 0.75 mm kalınlığında, homojen yapıya sahip ve termoform yöntemiyle üretileceği varsayılan bir plak tasarımı modellenmiştir (Duran, Scheu Dental, Iserlohn, Almanya). İkinci senaryoda, 0.50 mm kalınlığında, homojen bir plak yapısı, TA-28 materyali (Graphy Inc., Seoul, Kore) kullanılarak 3B yazıcıyla direkt üretim esasına dayalı olarak sanal ortamda oluşturulmuştur. Üçüncü senaryoda, aynı şekilde TA-28 materyali dikkate alınarak, labiogingival bölgede 0.90 mm kalınlık modifikasyonu içeren bir plak tasarımı sanal olarak modellenmiştir. Dördüncü senaryoda, yine labiogingival kalınlık artışı korunmuş ancak malzeme olarak Dental LT® (Scheu Dental, Iserlohn, Almanya) esas alınmıştır. Beşinci senaryoda ise hem labiogingival hem de palatoinsizal bölgelerde 0.90 mm'ye çıkarılmış kalınlığa sahip bir plak tasarımı, TA-28 materyali kullanılarak oluşturulmuştur. Tüm sanal modeller, SEA'ne uygun hale getirilmiş ve her bir senaryoda lateral dişlere 1 ° palatinal kök torku uygulanmıştır. SEA ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiş, çözümler ALTAIR Optistruct platformu kullanılarak yürütülmüştür.

Bulgular: Lateral dişlere 1° palatinal kök torku uygulandığında, en yüksek hareket etkinliği hem labiogingival hem de palatoinsizal bölgelerde kalınlığı 0.90 mm'ye

Çıkarılmış olan plak tasarımınnın yer aldığı beşinci senaryoda gzlemellenmiştir. Tüm senaryolarda tork hareketi ile, incelenen dişlerin köklerinde mezial yönlü, kronlarında ise distal yönlü istenmeyen hareketlerin meydana geldiği belirlenmiştir. Ayrıca, bu istenmeyen hareketlerin, tork hareket etkinliği arttıķa belirgin şekilde arttığı saptanmıştır. Diş dokuları üzerindeki stres dağılımı ve plak deformasyonu değerlendirildiğinde, en yüksek gerilme değerleri yine beşinci senaryoda hem labiogingival hem de palatoinzisal bölgelerde kalınlık artışı bulunan plak modifikasyonunda llmştir.

Sonuç: Lateral dişlere tork hareketi uygulanırken, plak tasarımında hem labiolingual hem de palatoinzisal bölgelerde yapılan kalınlık artışı modifikasyonlarının hareket etkinliğini artırabileceği grlmştir. Ancak bu uygulamalar sırasında, yalnızca hedeflenen dişte değil, komşu dişlerde de istenmeyen hareketler meydana gelebilmektedir. Klinisyen tork hareketini ve plaklar üzerinde yapılacak değerliklikleri planlarken bu durumu göz önünde bulundurmalı, buna uygun olarak gerekli mekanik önlemleri almalıdır.

Anahtar kelimeler: 3B yazıcı, şeffaf plak tedavisi, Direkt retim şeffaf plak, Tork.

Yazar: Dt. Burcu Bakkal

Danışman: Doç. Dr. Kübra Gülnur Topsakal

ABSTRACT

Objective: The aim of this thesis is to comparatively evaluate the biomechanical properties of thermoforming and direct 3D printing techniques used in the production of clear aligners. Additionally, it aims to analyze, using the finite element analysis (FEA) method, the effects of different thickness modifications applied to clear aligners produced via direct 3D printing on the effectiveness of 1° torque movement in maxillary lateral teeth, stress distribution on dental tissues, and aligner deformation.

Materials and Methods: In this study, the maxilla, teeth, and surrounding anatomical structures were digitally modeled in three dimensions using computed tomography data. Based on these models, virtual clear aligner designs were created according to different scenarios involving variations in thickness, regional modifications, and production methods. Five model scenarios were defined based on structural aligner characteristics. In the first scenario, a 0.75 mm thick, uniform aligner design assumed to be produced via thermoforming was modeled (Duran, Scheu Dental, Iserlohn, Germany). In the second scenario, a 0.50 mm thick, uniform aligner was virtually designed based on direct 3D printing using TA-28 material (Graphy Inc., Seoul, Korea). The third scenario involved a similar TA-28-based aligner with a 0.90 mm thickness modification in the labiokingival region. In the fourth scenario, the labiokingival thickness modification was maintained, but the material used was Dental LT® (Scheu Dental, Iserlohn, Germany). The fifth scenario included a design with thickness increased to 0.90 mm in both the labiokingival and palatoincisor regions, modeled using TA-28 material. All virtual models were prepared for FEA, and a 1° palatal root torque was applied to the lateral teeth in each scenario. The analyses were carried out using ALTAIR Hypermesh software, and the simulations were solved on the ALTAIR Optistruct platform.

Results: The highest movement efficiency was observed during the application of 1° palatal root torque to lateral teeth in the fifth scenario, which involved increased thickness in both the labiogingival and palatoincisal regions. In all scenarios, the torque movement caused undesired effects, with mesial movement of the root and distal tipping of the crown in the analyzed teeth. These undesired movements were found to become more pronounced as torque efficiency increased. Evaluation of stress distribution on dental tissues and aligner deformation revealed that the highest values were also measured in the fifth scenario, which included thickness modifications in both specified regions.

Conclusion: Increasing the aligner thickness in both the labiolingual and palatoincisal regions during torque application to lateral teeth may enhance the effectiveness of the movement. However, such applications can also lead to undesired movements not only in the target tooth but also in adjacent teeth. Therefore, clinicians should consider these effects when planning torque movements and aligner design modifications and take appropriate mechanical precautions accordingly.

Keywords: 3D printer, Clear aligner therapy, Directly fabricated clear aligners, Torque.

Author: Dt. Burcu BAKKAL

Counselor: Assoc. Prof. Kübra Gülnur TOPSAKAL

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Gülüş estetiğini iyileştirmek amacıyla ortodontik tedavi talep eden genç ve yetişkin bireylerin sayısında son yıllarda artış meydana gelmiştir (1). Şeffaf plak tedavisi estetik beklentisi yüksek hastalar arasında geleneksel sabit tedaviye alternatif olarak tercih edilen ve yapay zekâ uygulamaları ile hızla gelişen bir ortodontik tedavi yöntemidir. Ağız hijyeninin daha kolay sağlanması, rahatsızlık ve ağrının sabit tedaviye kıyasla daha az olması, tedavi süresini daha kısa olması gibi avantajları sayesinde bu tedavi hastalar tarafından daha çok tercih edilmektedir (2).

Şeffaf plak tedavisi sabit ortodontik tedaviye alternatif olarak görülse de çeşitli diş hareketlerinin gerçekleştirilmesinde ve bazı malokluzyonların tedavi edilmesinde yeterli verimliliğe sahip değildir (3). 1945 yılında üretilen ilk plaklar tedavinin son aşamalarında destek almak veya diş pozisyonlarındaki hafif düzensizlikleri gidermek için kullanılmıştır (4). Orta ve şiddetli malokluzyonların tedavisinde kullanılmalarına rağmen dişlerde tork hareketi, interokluzal sagittal değişiklikler ve overjet azaltılması, çekim boşluklarının kapatılması gibi durumlarda şeffaf plakların hedeflenen planlamaya ulaşamadığı öne sürülmektedir (5). Son yıllarda yapılan çalışmalar şeffaf plakların üretim tekniğinin ve plak tasarımının değiştirilmesinin tedavi etkinliğini arttırabileceğini göstermektedir (6–9).

Şeffaf plaklar termoform şekillendirme yöntemi veya 3boyutlu (3B) yazıcılar kullanılarak direkt üretim tekniği ile üretilebilmektedir. Termoform üretim tekniğinde iş akışının ilk adımı ağız içi ölçüden elde edilen alçı modelin taranması ya da intraoral kamera ile doğrudan dijital model elde edilmesidir. Dijital model sanal planlama yazılımına aktararak hastanın tedavisi planlanır. Sanal planlamada tanımlanan her adım için 3B yazıcılar kullanılarak fiziksel model üretimi gerçekleştirilir. Üretilen her bir model üzerinde termoform plakların ısıtılması ve vakumlama işlemi ile şeffaf plak tedavi setleri oluşturulur. Plakların trimleme süreci ile üretim tamamlanır (10).

Ryu ve ark. tarafından yapılan çalışma ısı ile şekillendirme işleminin kullanılan termoplastik plakların fiziksel ve mekanik özelliklerinde değişiklikler meydana getirdiğini göstermektedir (11). Uygulanan ısı işlemler sonrasında plak materyalinin suda çözünürlüğünde, su emiliminde ve yüzey sertliğinde artış ve malzeme şeffaflığında azalma meydana geldiği bulunmuştur. Yine aynı çalışmada plağın elastik

modülünün ve kalınlığının azaldığı belirtilmiştir (11). Sergilediği çalışmada ise termoform şekillendirme ile üretilen plaklarda, plak kalınlığının istenilen şekilde kontrol edilemediği ve çeşitli diş bölgelerinde değişken değerler sergilediği belirtilmiştir (12). Bu nedenle şeffaf plak tedavisinin planlama aşamasında plağın mekanik özellikleri, yardımcı mekaniklerin kullanımı, aktivasyon ve iletilen kuvvet miktarı, plak kalınlığı dikkate alınmalı ve planlamalar bu unsurlar değerlendirilerek yapılmalıdır. Örneğin plak kalınlığının iletilen kuvvet miktarını değiştirdiği bilinmektedir (13,14). Kalınlık ve kuvvet değişimine bağlı olarak diş ve periodontal dokuların maruz kaldığı stres miktarı ile dişin direnç merkezinin etkilendiği bulunmuştur (15).

Günümüzde 3B yazıcıların ve baskı sürecinde kullanılan reçinelerdeki gelişmeler şeffaf plakların direkt üretim tekniği ile üretimini mümkün kılmaktadır. Bu teknikte intraoral kameralar ile hastadan elde edilen dijital model sanal planlama programına aktarılarak tedavi planı oluşturulur. Oluşturulan plan doğrultusundan şeffaf plak tedavi setleri fiziksel bir modele ihtiyaç duyulmadan 3B yazıcılarda ilgili biyouyumlu reçineler kullanılarak direkt olarak üretilir. Üretilen plaklardaki kürlenmemiş reçinenin uzaklaştırılması, destek yapıların ayrılması ve üretim sonrasındaki kürlenme ile iş akışı tamamlanır (16).

Direkt üretim tekniğinin termoform üretim tekniğine göre çeşitli avantajları mevcuttur (16). Bu teknikte plak sınırları dijital olarak tasarlanır ve tüm plaklarda standardizasyon sağlanır. Termoform üretim tekniğine göre daha net sınırların elde edilmesi trimleme işlemine duyulan ihtiyacı azaltmaktadır. Fiziksel model üretimi ve termoform sürecinin olmaması hata payını azaltır ve plak doğruluğu ve uyumunda iyileşme görülür. Ayrıca bu teknik üretilen plağın tasarımının özelleştirilmesini sağlamaktadır. Plağın kalınlığında bölgesel değişiklikler yapılabilir, kuvvet kontrolü sağlanabilir böylece ataşman gibi ek mekaniklere duyulan ihtiyaç azaltılabilir (17).

Yapılan literatür incelemesinde değişen şeffaf plak kalınlığının diş hareketi ve diş üzerindeki stres birikimini inceleyen sınırlı sayıda çalışmaya rastlanmıştır. Grant ve ark.'ın yaptığı çalışmada direkt üretim şeffaf plakların kalınlığı bukkal ve lingual yüzeylerde bölgesel olarak arttırılmış ve maksiller santral dişin lingual hareketi değerlendirilmiştir. Yazarlar bölgesel kalınlık değişiminin hedeflenen ortodontik

hareketi gerçekleştirmeyi desteklerken istenmeyen diş hareketini en aza indirerek tedavi öngörülebilirliğini arttıracakının belirtmişlerdir (18). Elshazly ve ark. termoform şekillendirme ile üretilen şeffaf plakların kalınlığının dişin orta ve gingival bölgesinde belirgin olarak azaldığını ve bu durumun üretilen kuvvet miktarı ile stres dağılımını etkileyebileceğini belirtmişlerdir (19).

Bu bağlamda çalışmamızın amacı, termoform ve direkt üretim tekniklerinde kullanılan ve farklı kalınlık tasarımlarına sahip materyallerin maksiller lateral dişlerdeki 1° tork hareketi etkinliğini, diş dokuları üzerindeki stres dağılımını ve plak deformasyonunu sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemi kullanarak değerlendirmektir.



2.GENEL BİLGİLER

2.1. 3B Yazıcılar ve Ortodontide 3B Üretim

3B baskı, diğer üretim süreçlerinden farklı olarak, eklemeli bir süreç olarak mühendislik bileşenlerinin üretimi için uygun bir teknoloji olarak ortaya çıkmıştır. 3B baskı teknolojileri kullanılan malzemede tasarruf, üretim kolaylığı, daha az son işlem, daha az insan müdahalesi ve artan enerji verimliliği gibi çeşitli avantajlara sahiptir. Havacılık, savunma, sanat ve tasarım alanlarında kullanılan 3B baskı teknolojileri, tıp ve diş hekimliği alanında da pek çok alanda kullanılmaktadır (20).

2.1.1. 3B Yazıcıların Tarihçesi

3B nesnelerin oluşturulması için fotopolimer kullanımıyla ilgili ilk çalışmalar Ohio'da Battelle Memorial Enstitüsü'nde 1960 yıllarında başlamıştır. Wyn Swainson, çift lazer ışınlarını da içeren fotokimyasal işlemeyi kullanarak 3B baskı ile ilgili ilk modeli geliştirmiş ve 1971'de patent başvurusunda bulunmuştur. Çalışmalar 1980'li yıllarda devam etmiş ve Charles Hull ilk kez 3B yazıcı kullanarak bir nesne basmıştır. Ayrıca Hull, STL (standart mozaikleme dili) dosya formunu oluşturmuştur (21,22) . STL dosya formu, bir nesneyi 3B baskı için düzenlemek ve hazırlamak için en yaygın kullanılan dosya biçimidir. STL dosyası, bir nesnenin yüzey geometrisinin üçgen bir temsildir. Her nesne birçok üçgenden oluşur ve her üçgenin tepe noktası koordinat sistemi ile temsil edilir (22). Bu konudaki önemli gelişmelerden biri de Scott Crump'ın 1989 yılında birleştirmeli yığma modelini geliştirerek 3B nesnelerin üretimini gerçekleştirmesidir. 3B yazıcılar ile ilk medikal uygulama ise 1991 yılında ile stereolitografi tekniği kullanılarak Viyana'da yapılmıştır. 2005 yılında REPRAP (Replicating Rapid) projesi geliştirilmiştir. Bu proje sayesinde birçok kişi hobileri ve ihtiyaçları doğrultusunda kendi üretimlerini yaparak genel kullanım amaçlı 3B yazıcılardan yararlanmaya başlamıştır (23). Günümüzde 3B baskı teknolojisinde gelişmeler devam etmektedir. 3B yazıcılardan diş hekimliğinin her alanında aktif bir şekilde faydalanılmaktadır.

2.1.2. 3B Yazıcı Türleri

Ortodontide 3B yazıcılar önemli bir kullanım alanına sahiptir. Bu alanda en çok kullanılan 3B yazıcı türlerine örnek olarak stereolitografi (SLA), birleştirmeli yığma modeli (FDM), dijital ışık işleme (DLP), Polyjet fotopolimer (PPP) ve seçici lazer sinterleme (SLS) gösterilebilir (24).

2.1.2.1.Tarayarak Işıkla Kürleme Tekniği-SLA (Stereo Lithography Apparatus)

Stereolitografi terimi ilk kez Charles W. Hull tarafından ultraviyole ile kürlenebilen bir malzemenin ince katmanlarının birbiri üzerine art arda yığılması ile katı objelerin oluşturulması metodu olarak tanımlanmıştır (25). Bu teknikte yazıcının platform parçası içinde polimer reçine bulunan tanka indirilir ve bir UV lazer ışını, aynalar yardımıyla yönlendirilerek üretilecek nesnenin kesit alanına göre seçici olarak bu reçineyi sertleştirir. İlk katman oluştuktan sonra platform yukarı doğru hareket eder. İşlem her katman için tekrarlanarak hedeflenen nesnelerin üretimi yapılır (26). SLA tekniğini kullanan yazıcılarda kullanılan UV lazer ışınının dalga boyu sıklıkla 355 nm dir. Oluşturulan katmanların yükseklikleri 12 ile 150 µm arasında değişir. En sık tercih edilen katman yüksekliği 100 µm dir.

SLA, yüksek doğruluğa, istikrarlı baskı sürecine ve çok sayıda makine tedarikçisine sahip en eski hızlı prototipleme teknolojisidir. SLA baskı teknolojisi şu ana kadar geliştirilmiş 3B yazıcılar içerisinde fotokürleme tekniği ile büyük boyutlu modeller yazdırılabilen tek tekniktir (27) . Ancak SLA, lazer ışınının hareketine bağlı olarak sertleşme hızı nedeniyle düşük baskı hızına sahiptir. Modellerin boyutu ne kadar büyük olursa, baskı hızı o kadar yavaş olur. Ek olarak, katyonik fotopolimerizasyon için mevcut olan reçineler sınırlıdır. Baskı çözünürlüğü, lazer ışınının boyutuna bağlıdır, bu nedenle, diğer ışıkla sertleştirme teknikleri ile karşılaştırıldığında, SLA düşük çözünürlüğe sahiptir. Buna rağmen, SLA tekniğinin hassasiyeti, karmaşık yapılı ve ince boyutlu nesneleri basmak için yeterince iyidir. SLA hala önemli bir baskı tekniğidir ve diş hekimliği, oyuncak, kalıp, otomotiv, havacılık alanı ve benzeri birçok alanda kullanılabilir (27).

2.1.2.2.Birleştirmeli yığma modeli – FDM (Fused Deposition Modelling)

FDM, Wohler'in Stratasys, Inc. Raporuna göre 3B baskı için en popüler teknolojidir (21). Sistemin ana elemanları arasında besleme mekanizması, baskı kafası, portal, yapı yüzeyi ve sıvılaştırıcı bulunur (21) FDM prensibi ile çalışan 3B yazıcılar, bir dereceye kadar serbestlik sağlayan destek tabanı içerir ve taban dikey bir yönde hareket edecek bir düzenlemeye sahiptir. Baskı kafası, her üç yönde (x, y ve z) manevra yapmaktadır. Üretim için akrilonitril bütadien stiren polimeri (ABS),

polikarbonatlar (PCA), polilaktik asit (PLA) gibi termoplastik malzemeler kullanılır. Termoplastik malzeme erime sıcaklığına ulaşana kadar ısıtılır ardından yazıcı uç tarafından tablaya birbirine kaynaşan katmanlar halinde uygulanır. Birleştirmeli yığma modeli olarak adlandırılmasının nedeni baskı kafası tarafından yığılan katmanın diğer katmanlarla konsolide olmasıdır. Basılan nesnenin modellenmesi bu şekilde yapılır.

FDM prensibine sahip yazıcılar karmaşık şekillerin kolay üretilebilmesi, yatırım maliyetlerinin düşük olması, yüksek esnekliğe veya yüksek sertliğe sahip materyallerin üretimine imkân sağlaması, ofis ortamında kullanıma uygun olması gibi çeşitli avantajlara sahiptir (23,28,29).

Avantajlarına rağmen FDM prensibi ile çalışan yazıcıların çeşitli dezavantajları da bulunmaktadır (23). Üretilen parçaya bağlı olarak değişmekle birlikte yavaş bir üretim süreci vardır. Küçük parçalarda ve detaylarda, ince kenarlarda baskı kalitesi SLS yazıcılarına göre daha düşüktür. Üretilen katmanların kaynaşmasındaki kusurlara bağlı olarak yivler ve pürüzlü yüzeyler oluşabilir veya nesnelerde sıvı geçirgenliği olabilir. Sadece termoplastik materyallerin kullanılması sebebiyle üretimde faydalanılacak materyal tipi sınırlıdır. Ayrıca bu teknoloji ile desteksiz havada asılı kalan nesnelerin üretiminde sorunlar yaşanabilmektedir (23,28,29)

2.1.2.3.Dijital Işık İşleme (DLP)

DLP teknolojisini kullanan yazıcıların çalışma prensibi SLA prensibi ile çalışan 3B yazıcılarla benzerdir. Ancak SLA yazıcılarda kullanılan lazer ışık demetleri yerine DLP, bir nesnenin kesit görüntüsünü ışığa duyarlı sıvı reçineye yansıtmak için ofis sunumlarında veya ev sinemalarında kullanılabilecek bir projektör kullanır (30). Projektör içinde yansıtma işlemini gerçekleştiren dijital mikro aynalar (DMD) mevcuttur. DLP 3B baskı, minimum 50 µm boyutunda baskı yapabilen yüksek baskı çözünürlüğüne sahiptir. Yarı iletken ambalaj malzemeleri UV ışığına tolerans göstermediğinden, 405 nm dalga boyuna sahip LED lamba, DLP 3B baskı makinesinin ışık kaynağıdır. DLP 3B yazıcılarda düzlemsel bir ışınlama yapılır ancak ışınlama alanı sınırlıdır. Şu anda yazdırılabilir boyut 100*60 mm ile 190*120 mm olabilir (30)

Kürlenecek sıvı fotopolimer reçinesi bir tankta bulunur. Yukarıdan aşağıya bir projeksiyon sistemi kullanılarak, kontrol edilen UV ışık reçinenin üst yüzeyine

yansıtılır ve reçineyi hızla sertleştirir. Katman sertleştikten sonra platform, yazdırılan nesne ile tank yüzeyi arasında küçük bir boşluk oluşturmak için z eksenı boyunca dikey olarak aşağı doğru hareket ettirilir. Reçine kürleme işlemi, modeli katman katman yazdırmak için etkileşimli olarak uygulanır (31).

SLA teknolojisi ile karşılaştırıldığında, her katman tamamen dijital ekrandan yansıtılan kürleme ışığına maruz kaldığı için DLP süreci daha hızlıdır. Yüksek hassasiyet, DLP 3B baskının en büyük avantajıdır ancak DLP teknolojisi bir dijital ışık projektörü kullandığından, her katman projektör piksellerine göre oluşur ve yazdırılan parçanın doğruluğu büyük ölçüde projektörün çözünürlüğüne bağlıdır. Bu nedenle DLP yalnızca küçük boyutlu nesnelerin üretiminde etkin kullanılabilir (32).

2.1.2.4.Poly Jet modeli (multi-jet printing (MJP))

MJP çalışma sistemi temel olarak iki boyutlu mürekkep püskürtmeli yazıcıların kullandığı tekniğe benzer bir sistemle çalışmaktadır (33). Bu teknik çok sayıda piezzo baskı kafaları kullanarak, sıvı fotopolimer damlacıkları biriktirerek ve UV lambalar kullanarak fotopolimerleri sertleştirerek parçalar oluşturabilen bir eklemeli üretim tekniğidir (34). Püskürtme başlığı ışığa duyarlı reçineyi katmanlar halinde platforma püskürtür. UV lambalar ile reçine sertleştirilir. İlk katman bittikten sonra aynı işlem diğer katmanlar için tekrarlanır. MJP çok sayıda püskürtme başlığına sahip olduğu için farklı malzemeler püskürtülebilir. Böylece, farklı doku, farklı sertlik vb. özelliklere sahip çok renkli malzemeler aynı anda basılabilir Çok renkli modeller basabilen tek tekniktir (27). Karmaşık şekilli nesnelerin üretiminde kullanılabilir. Doğruluğu ve hassasiyeti yüksektir. Üretilen nesnelerin yüzeyleri pürüzsüzdür. Bu tekniğin dezavantajları arasında kullanan yazıcıların ve malzemelerin pahalı olması sayılabilir (27).

2.1.2.5.Seçici Lazer Sinterleme- SLS (Selective Laser Sintering)

Seçici Lazer Sinterleme yönteminde herhangi bir geometri ile katman katman eritme ve bilgisayar destekli tasarım (CAD) modeline dayalı toz malzemelerin birleştirilmesi yoluyla karmaşık metal parçalar üretebilir (21). Üretim aynalar kullanılarak yüksek güçlü bir lazerin ince bir toz tabakasından oluşan bir alt tabakaya yönlendirilmesiyle gerçekleştirilir. Lazer ışını toza çarptığı yerde toz parçaları eriyerek

birbirine kaynaşır. Her kesit tarandıktan sonra toz yatağı bir kat daha aşağı indirilir, üzerine yeni bir malzeme tabakası sürülür ve parça tamamlanana kadar işlem tekrarlanır (25). Kullanılan lazerin gücüne bağlı olarak çeşitli materyaller kullanılabilir. Bu materyallere örnek olarak metal, plastik ve seramik malzemeler örnek verilebilir. Toz parçaları destekleyici görev gördüğü için bu sistemde destek yapısı gerekmemektedir. Üretilen model son halinde ortaya çıkar. İnce detaylar net olarak verilebilir. Üretilen malzemeler dayanıklı ve serttir. Seri üretim için uygundur (29). Bu baskı teknolojisi diş hekimliği alanında da metal kronlar, hareketli bölümlü protez alt yapıları gibi protetik diş tedavisi uygulamalarında aktif olarak kullanılmaktadır (35).

2.1.3.3B Yazıcıların Ortodontide Kullanımı

3B yazıcı sistemlerinin ve ağız içi tarayıcıların gelişimini sürdürmesiyle birlikte ortodontik tanı ve tedavi yöntemlerinde geleneksel yaklaşımların yerine dijital üretim tekniklerinin kullanımı artmıştır. Günümüzde ortodontik tanı ve tedavi modelleri, sabit ve hareketli retansiyon apareyleri, okluzal splintler, hareketli apareyler, cerrahi splintler, kişiselleştirilmiş braket ve tel sistemleri ile şeffaf plak tedavilerinde kullanılan dijital modeller ya da doğrudan şeffaf plak setleri 3B yazıcılar ile dijital olarak tasarlanıp üretilmektedir (22,36–38).

3B yazıcılar özellikle şeffaf plak üretim sürecinde aktif olarak kullanılmaktadır. Literatürde termoform şeffaf plak üretiminde kullanılan dental modellerin üretiminde kullanılan 3B yazıcı türleri ile ilgili çok sayıda çalışma mevcuttur. Yapılan çalışmalar doğrultusunda Polyjet, FDM, SLA ve DLP yazıcı türlerinin şeffaf plaklar için dijital model üretiminde kullanılabileceği belirtilmektedir (22,37,39). Direkt üretilen şeffaf plaklar ile ilgili yapılan çeşitli araştırmalarda ise kullanılacak reçinenin spesifik karakter özellikleri ve belirli materyal gereklilikleri nedeni ile fotopolimerizasyon yöntemi ile çalışan SLA ve DLP yazıcı türlerinin uygun olduğu belirtilmiştir (17).

2.2.Şeffaf Plakların Tarihçesi

Şeffaf plak tedavileri son yıllarda gelişen ve yaygınlaşan bir tedavi olsa da bu tedavinin temelleri 1945 yılında Harold D. Kesling tarafından atılmıştır. Kesling tedavi sonunda kullanılan rubber base diş konumlandırıcıların ardışık seriler halinde kullanılmasıyla yanlış hizalanmış dişlerin yeniden sıralanarak yerine yerleştirilebileceğini savunmuştur (40). 1964 yılında Henry Nahoum, Kesling'in tekniğini geliştirerek, anterior dişlerin sıralandığı modelden elde edilen ve diş konumlarını düzeltmeyi amaçlayan termoplastik malzemeden üretilen bir apareyi tanıtmıştır (41). 1971 yılında Ponitz vakumla şekillendirilen termoplastik polimer bazlı görünmeyen retansiyon plaklarını geliştirmiştir. Bu plakların bitirme ve retansiyon prosedürlerinin yanında sınırlı diş hareketleri için de kullanılması hedeflenmiştir (42).

McNamara 1985 yılında Biostar vakumlu şekillendirme cihazını kullanarak 1 mm kalınlığa sahip Biocryl™ polimerleri ile bitirme ve retansiyon prosedürlerinde kullanılan şeffaf plaklar üretmiştir (43,44). 1993 yılında Jack Sheridan 0.030 inç kalınlığında termoplastik polimer bazlı levhalar kullanarak üretilen 'essix' plağını tanıtmıştır. Bu plakların retansiyon protokolünde kullanılmasının yanı sıra interproksimal diş redüksiyonları ile kullanıldığında anterior dişlerin hizalanması için estetik bir yöntem olduğu belirtilmiştir. Termoform süreci ve vakum ile üretim sonucunda plak kalınlığının 0.015 inç e kadar düştüğü bulunmuştur (40).

Hastalardan elde edilen modeller üzerinde değişiklikler yapılarak üretilen şeffaf plaklar ile yapılabilecek diş hareketleri sınırlıdır, üretim süreci zor ve zaman alıcıdır. 3B yazıcıların ve teknolojinin gelişmesi şeffaf plakların üretimindeki sorunları azaltmış ve etkinliği arttırmıştır. 1999 yılında Align Technology (Santa Clara, CA) Invisalign adlı bir şeffaf hizalayıcı sistemi tanıtılmıştır. Bu sistem, dijital teknolojiler ve bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) yardımıyla planlanan tedavi doğrultusunda belirli diş hareketleri içeren bir dizi modelin hızlı prototipleme tekniğiyle elde edilmesini ve modeller üzerinde termoformlama ile kişiye özel hizalayıcıların üretimini içerir (45).

Günümüzde Align Technology, Orthoclear ve ClearCorrect gibi şeffaf plak üretimi yapan çeşitli şirketler mevcuttur. Ayrıca 3B yazıcıların ve sanal planlama programlarının daha kolay erişilebilir hale gelmesi sayesinde ofis tipi şeffaf plakların

üretimi de artmaktadır. Teknoloji ve materyal bilimindeki ilerlemeler ile şeffaf plak teknolojileri gelişmekte ve etkinliğini arttırmaktadır.

2.3.Şeffaf Plak Tedavisinin Avantajları

- Şeffaf plaklar, geleneksel braket sistemlerine göre daha az görünürdür. Bu nedenle özellikle estetik kaygıları yüksek yetişkin hastalar şeffaf plak tedavilerini sabit ortodontik tedavi sistemlerine göre daha çok tercih etmektedir (46,47).
- Şeffaf plaklar hastalar tarafından kolayca çıkarılıp takılabilmektedir. Diş fırçalama ve diş ipi kullanımı hastalar için daha rahat hale gelmektedir. Bu durum ağız hijyenin daha kolay sürdürülmesine katkıda bulunur. Bu sayede diş ve periodontal dokuların sağlığı sabit tedaviye kıyasla iyi olmaktadır (48). Ayrıca hastalar yemek yeme sırasında plaklarını çıkartabildikleri için diyet kısıtlamasına ihtiyaç duymamaktadır (49).
- Yapılan araştırmalarda hastaların şeffaf plak sistemlerinde diş hareketi sırasında daha az ağrı hissettikleri söylenmektedir (50).
- Şeffaf plak tedavilerinde planlama tedavi öncesinde dijital olarak yapılmaktadır. Dijital planlamalar ile hastaya tedavi süreci net bir şekilde aktarılabilmektedir. Ayrıca tedavi aşamaları ile ilgili hassas ayarlamalar yapılabilmekte ve daha öngörülebilir sonuçlar elde edilmektedir (51,52).
- Şeffaf plak tedavilerinde koltuk süresi ve hekimin hasta başında geçirdiği tedavi zamanı sabit tedaviye kıyasla daha kısadır (53).

2.4.Şeffaf Plak Tedavisinin Limitasyonları

- Şeffaf plak tedavi endikasyonu koyulurken hastanın uyumu göz önünde bulundurulmalıdır. Hastanın plaklarını 20-22 saatin altında kullanması durumunda hedeflenen tedaviye ulaşılamayabilir (54).
- Şeffaf plaklar ile yapılan tedavilerde relaps riskinin daha fazla olduğu belirtilmektedir (55).
- Şeffaf plak tedavilerinin aşamalı ve karmaşık bir üretim süreci vardır. Bu durum konvansiyonel tedaviye göre maliyeti arttırmaktadır (56).

- Şeffaf plaklar ekstrüzyon, rotasyon ve kök hareketi gibi hareketlerde sabit ortodontik tedavi kadar başarılı değildir. Bu hareketlerin sağlanabilmesi için ek mekaniklere ihtiyaç duyulmaktadır (1,55,57).
- Şeffaf plak tedavisinde diş hareketi temel olarak devrilme hareketi görülür. Çekimli tedavilerde çekim boşluğunun kapatılmasında paralel hareket yetine devrilme hareketi gerçekleşebilir (58).
- Şeffaf plak setinin tamamı ilk planlamaya göre üretilir. Tedavide değişiklik ya da düzenleme istendiğinde tekrar planlama yapılması ve yeniden üretim prosedürlerinin gerçekleştirilmesi gerekir (54).

2.5.Şeffaf Plakların Üretim Süreci

2.5.1.Termoform şekillendirme yöntemi ile üretilen şeffaf plaklar

Şeffaf plakların geleneksel üretim protokolü termoform şekillendirme yöntemi kullanılarak gerçekleştirilir. Üretimin ilk adımını hastanın diş dokularını ve oklüzyonu içeren dijital modellerin üretilmesidir. Dijital modeller intraoral kameralar kullanılarak doğrudan hastadan elde edilebileceği gibi, polivinil siloksan ölçü maddesi ile alınmış ölçüden elde edilen alçı modelin taranması ile de oluşturulabilmektedir. Daha sonra dijital modeller çeşitli sanal planlama yazılımlarına aktarılarak tedavi hedeflerine uygun olarak ardışık diş hareketleri ve tedavi etkinliğini arttırmak için kullanılacak yardımcı elemanlar planlanır (59). Termoform şekillendirme yönteminde sanal planlamada tanımlanan her adımın fiziksel bir modele dönüştürülmesi gerekmektedir. Bu dönüşüm 3B yazıcılar kullanılarak modellerin üretilmesi ile gerçekleştirilir. Model üretiminden sonra süreç ısıtma işlemi uygulanarak uyumlanabilir hale getirilen şeffaf plak levhalarının bu modeller üzerinde basınçla veya vakumla şekillendirmesi ile devam eder. Son olarak oluşturulan şeffaf plaklar modellerden çıkartılarak plağın fazla kısımları trimlenir ve ardından polisaj işlemi uygulanarak üretim süreci tamamlanır (59)

Termoform şekillendirme yönteminde de çeşitli polimer içeriklerine sahip termoform plak materyalleri kullanılmaktadır. Polietilen tereftalat (PET), glikol-modifiyeli polietilen tereftalat (PET-G), termoplastik poliüretan (TPU), poliüretan (PU), polietilen (PE), polipropilen (PP), polikarbonat (PC) ve etilen vinil asetat (EVA)

günümüzde sıklıkla kullanılan termoform şeffaf plak materyallerine örnek olarak verilebilir (2,60,61).

Essix ACE, Duran, Erkodur gibi markalar PET-G içerikli plak materyali kullanan marka örnekleridir. PET-G'nin iyi mekanik dayanımı ve yüksek darbe direnci özellikleri kullanımdan kaynaklı yırtılma ve deformasyon olasılığını azaltmaktadır (62). Ayrıca PET-G materyal yapısı nedeniyle optik berraklığa sahiptir (63). Bu özelliklerinden dolayı şeffaf plak üretiminde sıklıkla tercih edilen bir materyaldir. Invisalign SmartTrack TPU içerikli bir plak markasıdır. TPU'nun oldukça esnek bir yapıda olduğu ve tedavi öngörülebilirliğini arttırdığı iddia edilmektedir (64).

Şeffaf plakların tedavi etkinliği kullanılan plak materyalinin mekanik özellikleri, plağın tasarımı ve kalınlığı gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir. Termoform şekillendirme sırasında plağın ısıya maruz bırakılması belirtilen bu faktörlerde değişikliklere neden olmakta ve tedavi etkinliğini azaltmaktadır (11).

Şeffaf plak materyalleri 0.40 mm ile 1.50 mm arasında değişen uniform plak kalınlığına sahip olabilir (13,14). Ancak yapılan çeşitli çalışmalar termoform işleminin plak kalınlığında azalmaya neden olduğunu göstermektedir (6,61). Lombardo ve ark.'a ait bir çalışmada ise termoform işleminden sonra plak kalınlığının anterior bölgede posterior bölgeye göre daha fazla azaldığı ve eşit olmayan kontrolsüz bir dağılım sergilediği bulunmuştur (65). Ayrıca çalışmalarda termoform üretim yönteminin şeffaf plak materyallerinin mekanik özelliklerinde değişiklikler meydana getirdiği belirtilmiştir (6,11,61).

Termoform üretim süreci çok aşamalı ve zaman alıcı bir yöntemdir. Bu nedenle yüksek teknik hassasiyet gerektirmektedir (66). Ayrıca bu teknikte plak üretimi için her adımın reçine bazlı fiziksel modellere dönüştürülmesi, plak materyalleri ve trimleme işlemi nedeniyle önemli miktarda atık oluşumu meydana gelmektedir (67).

2.5.2.3B Yazıcı ile Direkt Üretim Şeffaf Plaklar

Günümüzde, 3B yazıcılarda kullanılan malzemelerin gelişmesi ile, şeffaf plakların doğrudan üretimi mümkün hale gelmiştir. Bu üretim sürecinde, hastanın sanal tedavi planlaması oluşturulduktan sonra, dijital modeller üzerinde ilgili tasarım

yazılımları kullanılarak dişler ve diş eti bölgesini kapsayacak şekilde şeffaf plaklar tasarlanmaktadır. Ardından, tasarlanan dijital şeffaf plaklar 3B yazıcılar aracılığıyla doğrudan üretilmektedir. Baskı sürecinden sonra, fiziksel plaklar destek yapılarından ayrılma, artık reçine monomerlerinin uzaklaştırılması ve kütleme gibi çeşitli son işlem adımlarına tabi tutulmaktadır (68).

Direkt üretim şeffaf plaklarda kullanılabilecek reçine polimerlerinin biyouyumluluk, kabul edilebilir şeffaflık ve uygun mekanik özellikler gibi çeşitli kriterleri karşılaması gerekmektedir. Literatürde doğrudan plak üretiminde kullanılabilecek sınırlı sayıda fotopolimer reçine örneği bulunmaktadır. Dental LT® (Scheu Dental, Iserlohn, Almanya) ile Tera Harz TC-85 ve TA-28 (Graphy Inc., Seoul, Kore) reçineleri direkt üretim şeffaf plaklarda kullanılabilecek materyallere örnek olarak verilebilir.

Dental LT® plak reçinesi, kırılmaya ve aşınmaya karşı yüksek dirençli, okluzal streslere dayanıklı, yeterli optik saydamlığa sahip Sınıf IIa biyouyumluluk sınıfında bulunan bir doğrudan baskı reçinesidir. Üretici firma tarafından okluzal koruyucular ve splint üretiminde kullanılması önerilmektedir (69). Ancak, sahip olduğu özellikler nedeniyle, şeffaf plak üretiminde de potansiyel bir kullanım alanına sahip olabileceği düşünülmektedir (70).

Tera Harz TC-85 reçinesi, üretici firma tarafından doğrudan şeffaf plak üretimi için geliştirilmiş, Sınıf IIa biyouyumluluk sertifikasına sahip bir 3B baskı malzemesidir. Kimyasal bileşimi tam olarak açıklanmamış olmakla birlikte çalışmalar, alifatik vinil fonksiyonelleştirilmiş poliestere-üretan içeriğine sahip olduğunu göstermektedir (71). Üretici firma tarafından yüksek uzama kapasitesi, yüksek esneklik ve şekil hafızası özelliklerine sahip olduğu belirtilen materyalin diş hekimliği uygulamalarında kullanıma uygun olduğu belirtilmektedir (72).

Şekil hafızası özelliği bir materyalin malzemelerin geçici veya stabil haldeki şekillerde deforme edilip sabitlenmesini ve uygun uyarılara maruz kaldıktan sonra eski orijinal şeklini geri kazanabilme kapasitesini ifade etmektedir. Şekil hafızalı materyaller tekrar deforme edilebilir ve orijinal şekline dönebilir (73). Yapılan bir araştırma TC- 85 reçinesinin termal uyarılara duyarlı şekil hafıza etkisine sahip dinamik bir materyal olduğunu göstermektedir. TC-85 reçinesi yüksek sıcaklık

değerlerinde deforme edilip soğutulduktan sonra stabil şekilde kalabilmektedir. Ağız içi sıcaklık koşulları gibi yüksek sıcaklık değerlerine maruz kaldığında ise orijinal şeklini geri kazanarak aktif kuvvet uygulamaya devam edebilmektedir (74). Şekil hafızası özelliğine sahip şeffaf plak materyallerinin kuvvet kaybını önleyerek sürekli ortodontik kuvvetlerin meydana getirebileceği öngörülmektedir.

Son dönemlerde aynı üretici firma tarafından şekil hafızası özelliğine sahip bir başka materyal olan TA-28 şeffaf plak reçinesi geliştirilmiştir. Üreticinin paylaştığı verilere göre TA-28'in TC-85 ile karşılaştırıldığında suda çözünürlüğünün daha düşük olduğu, daha yüksek eğilme direnci ve eğilme modülüne sahip olduğu, TC- 85 plaklara göre daha fazla kuvvet üretebildiği iddia edilmektedir (75). Ancak, bu reçine ile ilgili literatürde sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır ve konuya dair daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Direkt üretim tekniği ile fiziksel model elde edilmesi ve termoform işlemi aşamaları elimine edilir. Bu aşamaların atlanması daha hızlı bir iş akışı, plak teslim süresinin hızlanması, personel ihtiyacının ve oluşturulan atık miktarının azalması gibi avantajları beraberinde getirir (67). Bu tekniğin belirtilen önemli avantajlarından biri de plak tasarımları ve kalınlık miktarlarında modifikasyonlar yapılabilmesidir. Şeffaf plaklarda farklı kalınlık bölgelerinin, basınç noktalarının ya da özel yüzey desenlerinin oluşturulmasının tedavi etkinliğini arttıracak bu sayede ataşman ihtiyacının azaltacağı veya ortadan kaldıracak düşünülmektedir. Ayrıca kalınlık ve yüzey değişikliklerinin şeffaf plakların temel özelliklerini değiştirebileceği ve tedavi sürecini hızlandırabileceği bildirilmektedir (17,67,76). Cremonini ve ark. (77) yaptıkları çalışmada marjin tasarımının ve direkt üretim şeffaf plaklarda farklı bölgesel kalınlık ayarlamalarının oklüzyon koşullarında plak retansiyonuna etkisini araştırmayı amaçlamışlardır. Çalışmada farklı diş eti kenar tasarımına sahip uniform kalınlıkta termoform şeffaf plak grupları ile farklı diş eti kenar tasarımlarına sahip yatay ve dikey yönde farklı kalınlık gradyanları bulunan 3B direkt üretim şeffaf plaklar değerlendirilmiştir. Çalışma bulguları, homojen kalınlığa sahip plak tasarımlarında termoform yöntemiyle üretilen plakların daha yüksek retansiyon sağladığını göstermektedir. Bununla birlikte, dikey ve yatay yönde farklı kalınlık gradyanlarına sahip 3B direkt üretim plakların, homojen kalınlıktaki termoform plaklara kıyasla daha yüksek retansiyon değerleri sergilediği belirlenmiştir. Araştırmacılar, plaklarda

yapılabilecek tasarım ve kalınlık özelleştirmelerinin klinik etkinliğine ve tedavi sonuçlarının öngörülebilirliğine katkıda bulunabileceğini düşünmektedir (77). Yapılan başka bir çalışmada ise labial ve lingual yüzeylerde farklı kalınlıklara sahip direkt üretim şeffaf plakların oluşturduğu kuvvet momentleri ve maksiller santral diş hareketine etkileri incelenmiştir (18). Bulgular ilgili bölgelerdeki yüzey kalınlığındaki artışın santral kesici dişte oluşan kuvveti azalttığını göstermektedir. Ayrıca komşu diş bölgelerinde lingual kalınlık artışlarının ise kuvvet ve momentlerden kaynaklanan yan etkileri azalttığını ortaya koymaktadır. Çalışmanın sonuçlarına göre direkt üretim şeffaf plak kalınlık tasarımlarının istenmeyen diş hareketlerini engellemede etkili olabileceği öngörülmektedir (18).

Lee ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada PET-G materyalinden üretilen termoform şeffaf plaklar ile TC-85 reçine bazlı direkt üretim şeffaf plakların mekanik özellikleri test edilmiştir. Çalışmada termoform işleminin plak kalınlığını %45,3 oranında azalttığı gözlemlenmiştir. Direkt üretim şeffaf plaklarda ise planlanan kalınlığın üretim sürecinde %12 oranında arttığı bulunmuştur (74). Plak kalınlığında meydana gelen artış plak adaptasyonunu ve diş hareketlerini olumsuz etkileyebilir. Plak tasarım sürecinde bu durum göz önünde bulundurularak tasarım sırasında önlemler alınabilir. Ancak tüm bunlara rağmen termoform plaklarla kıyaslandığında direkt üretim şeffaf plaklar daha yüksek boyutsal doğruluk ve hassasiyet göstermektedir (6).

2.6.Şeffaf Plak Tedavilerinin Biyomekaniği ve Tork Hareketi

Şeffaf plak tedavileri sabit ortodontik tedavinin aksine çekme prensibi yerine itme prensibi ile çalışmaktadır (78). Şeffaf plaklarla tedavide, her bir plakta belirli miktarda diş hareketi içeren sıralı plakların kullanılmasıyla dişlerin kademeli olarak ilerleyerek yeniden konumlanması hedeflenmektedir. Şeffaf plaklarla hedeflenen diş hareketlerine ulaşmak sabit ortodontik tedavilere kıyasla daha karmaşık bir süreçtir. Şeffaf plakların çalışma prensibi ve etkinliği diş anatomisine, kullanılan plak materyalinin özelliklerine, planlanan kuvvetlerin miktarına ve uygulama noktalarına, diş ile plak arasındaki uyuma ve diğer biyomekanik faktörlere bağlıdır (1,79). Diş hareketi temel olarak dişlerin plağın şekline uyum sağlaması ve yardımcı elemanların kullanılması ile gerçekteşir (3).

Plağın şekillendirici etkisi şeffaf plaklar ile tedavi fikrinin temellerini oluşturmaktadır (40–43). Bu mekanizmada plaklar ile hareketi hedeflenen dişler arasında tedavi planına uygun olarak temas ve rölyef alanları mevcuttur. Plaklar ve dişler arasındaki basınç alanlarına bağlı olarak temas yüzeylerinde 3B kuvvet sistemleri meydana gelmektedir. Bu kuvvetlerin etkisiyle dişlerde plak şekline uygun olarak hareket gözlemlenir (3).

Ortodonti alanında tork, diş kökleri üzerinde kontrol ve hareket sağlayan kuvveti ifade etmektedir. Tork hareketinin etkin şekilde uygulanması, dişlerin aksiyal eğimlerinin kontrol edilmesini ve dişlerin estik ve fonksiyonel olarak ideal pozisyona yerleştirilmesini sağlamaktadır. Aksi takdirde tedavi öngörülebilirliği azalmakta ve istenmeyen etkiler meydana gelmektedir (80). Tork hareketinin dişlere yansıtılabilmesi için birbirine paralel ve farklı düzlemlerde etki eden eşit büyüklükte zıt kuvvetlere ihtiyaç duyulmaktadır. Günümüzde şeffaf plaklarla kompleks diş hareketlerini gerçekleştirebilmek amacıyla çeşitli mekanizmalar geliştirilmiş olsa da bu plakların üretildikleri materyal özellikleri, hastalar tarafından kolaylıkla çıkarılabilir olmaları ve dişlerle sabit bağlantı noktalarının bulunmaması gibi etkenler, gerekli tork kuvvet çiftinin oluşturulmasında sabit ortodontik teknikler kadar etkili olmalarını engellemektedir (81). Şeffaf plak tedavileri dişlerde tork kontrolü, kök açısının ayarlanması, özellikle yuvarlak kron yapısına sahip dişlerde rotasyon düzeltimi gibi kompleks diş hareketlerinde yetersiz kalabilmektedir. Şeffaf plakların diş yüzeyine sınırlı adaptasyonu ve dengesiz kuvvet dağılımları yetersiz veya planlanmayan diş hareketlerine sebep olabilmektedir (3,82). Bu durumun başlıca nedenleri arasında, plağın diş yüzeyine yeterince sıkı tutunamaması ve dişin harekete olanak sağlayacak yeterli temas alanına sahip olmaması yer almaktadır. Özellikle plak ile diş arasında tam adaptasyon sağlanamadığında, gingival bölgede plak yüzeyden ayrılarak kuvvetin yönünü değiştirebilmekte ve bu da hedeflenmeyen intrüziv etkilerin ortaya çıkmasına neden olabilmektedir. Literatürde bu tür kontrolsüz diş hareketi, benzetme yoluyla “karpuz çekirdeği etkisi” olarak adlandırılmaktadır (83). Belirtilen sorunların önüne geçmek ve şeffaf plak tedavilerinin etkinliğini arttırmak için çeşitli yardımcı elemanlar kullanılmaktadır. Diş yüzeyine eklenen kompozit ataşmanlar veya güç çıkıntıları tork kontrolünde yardımcı elemanlara örnek olarak verilebilir (84,85).

2.6.1.Tork Kontrolünde Kullanılan Ataşman Tipleri

2.6.1.1.Konvansiyonel Ataşmanlar

Konvansiyonel ataşmanlar şeffaf plaklarda retansiyon sağlamak için kullanılan ve pasif olarak planlanan ataşmanlardır. Elipsoid ve dikdörtgen şekillerde tasarıma sahip bu ataşmanların şekil ve boyutları planlayıcılar tarafından kontrol edilebilmektedir.

- **Elipsoit ataşmanlar:**

Ankraj ve retansiyon sağlamak için geliştirilen ataşmanlardır. Dikey veya yatay olarak konumlandırılabilen elipsoit ataşmanlar tork kontrolünü sağlamada etkili bulunmuştur (86,87).

- **Dikey dikdörtgen ataşmanlar:**

Retansiyon sağlamak için tasarlanan bu ataşmanlar alt keser çekimli tedavilerde komşu dişlerin kök ve rotasyon kontrolünü sağlamak amacıyla kullanılmaktadırlar (88).

- **Yatay dikdörtgen ataşmanlar:**

Genellikle diş kronunun ortasında konumlandırılan bu ataşmanlar retansiyon amaçlı veya ekstrüzyon hareketi planlanan dişlerde kullanılırlar. Ayrıca bukkal kök torku planlanan vakalarda kök hareketi için kullanılmaktadırlar (88).

2.6.1.2.Optimize Ataşmanlar

2009 yılında Align Technology tarafından geliştirilen ve tanıtılan ataşman tipleridir. Her dişin anatomik özelliklerine ve planlanan harekete göre sistem tarafından planlanan ve yerleştirilen ataşmanlardır. Dişlerin bukkal yüzeyine yerleştirilir ve planlayıcı tarafından boyutu veya konumu değiştirilememektedir. Kök kontrolü, ekstrüzyon, rotasyon veya destek amaçlı kullanılan tipleri mevcuttur (88).

- **Optimize kök kontrol ataşmanları:**

Bu optimize ataşman tipi, üst santral ve lateral kesici dişler ile kanin ve premolar dişlerde iki parçalı bir yapı şeklinde uygulanır. 0,75 mm ve üzeri translasyon hareketi planlanan tedavilerde tipping ve kök hareketlerinin kontrolünde kullanılmaktadır (89).

2.6.2.Tork Kontrolünde Kullanılan Plak Eklentileri

2.6.2.1.Güç Çıkıntıları (Power Ridge)

Plak yüzeyinde tasarım aşamasında sanal olarak tasarlanan ya da pensler yardımı ile oluşturulabilen plak çıkıntılarıdır. 3° ve üzerinde tork hareketi planlanan tedavilerde palatinal kök torku elde etmek için dişin bukkal kısmında gingivale yakın olacak şekilde konumlandırılmaktadır (88) Ayrıca 3° ve üzerinde tork hareketi ile retraksiyon hareketi gerçekleştirilecek ise bukkal gingival güç çıkıntıları ile lingual insizal güç çıkıntısının birlikte kullanılması önerilmektedir (89).

2.7.Fiziksel Gerinim ve Stres Tespit Yöntemleri

Çeşitli kuvvet yükleri altında sistemlerin mekanik davranışlarının incelenmesinde, fiziksel gerinim ve gerilme tespit yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Bu yöntemler aracılığıyla analiz edilen sistemler; mühendislik yapıları ve düzenekleri, mevcut veya geliştirilmekte olan malzemelerin yanı sıra, insan dokuları gibi organik yapıları ve sıvıların farklı yapılarla etkileşimlerini de kapsamaktadır. Özellikle heterojen yapıda karmaşık tasarım yapısına sahip materyal sistemlerinin davranışlarını tanımlayan nicelikleri belirleyebilmek için fiziksel gerinim ve stres tespit yöntemlerine ait ölçümlere duyulan ihtiyaç giderek artmaktadır. Bu ölçümler ile kuvvetin uygulanacağı bölgelerin belirlenmesi, materyal üzerindeki stres yansımalarının görülmesi ve materyallerin şekillerinin uygun şekilde modifiye edilmesi sağlanabilmektedir (90).

Stres analiz yöntemleri mühendislik ve yapısal analiz, enerji ve malzeme bilimi, elektronik ve otomotiv endüstrisi gibi pek çok alanda olduğu gibi biyomekanik, tıp ve diş hekimliği alanında da aktif olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şu şekilde sıralanabilir (91):

- Gerinim ölçer (Strain Gauge) yöntemi

- Kırılğan vernik tekniği
- Fotoelastik gerilme yöntemi
- Lazer ışınli kuvvet analiz yöntemi (Holografik interferometre analiz yöntemi)
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (Finite element analiz metot)

2.7.1.Gerinin Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi

Gerinin ölçer analiz yöntemi mikro gerilmeleri ölçmek için kullanılmaktadır. Bu teknik belirli bir materyale statik veya dinamik kuvvet yüklemeleri uygulandığında materyalin elektriksel direncinde değışiklik meydana gelmesi prensibine dayanmaktadır (92,93). Bu teknikte ölçüm yapılmak istenen alanlara yerleştirilen elektriksel iletken uçların gerilme ve sıkışma miktarına bağı olarak değışen elektriksel direncin ölçülmesi ile uygulanan gerilme miktarları test edilebilmektedir (94,95). Gerinin ölçer analiz yöntemi ortodonti alanında çeşitli sabit mekaniklerin ve ortodontik kuvvetlerin dişler üzerindeki etkilerinin değerdendirilmesinde kullanılabilmektedir (96,97). Benzer şekilde şeffaf plakların dişlere uyguladığı kuvvet ve gerilmeleri ölçmek için gerinin ölçer analiz yöntemi ile çalışan ölçüm cihazları kullanılabilmektedir (98).

2.7.2.Kırılğan Vernik Tekniği

Kırılğan vernik tekniği, test edilecek materyal örnek yüzeyine sıvı bir malzeme katmanının uygulanması ve örnek materyal üzerinde deformasyon gerçekleştiğinde bu tabakanın çatlaması prensibine dayanmaktadır. Vernik materyali elastik yapıya sahip değildir ve ana gerilim yönüne dik olacak şekilde çatlamalar göstermektedir. Oluşan çatlaklar gözlemlenerek, elastik gerilmeye sahip materyalin stres dağılımı ve gerilme seviyeleri hakkında fikir edinilebilir (99). Diş hekimliğinde protetik restorasyonların değerdendirilmesinde bu teknik ile yapılan çalışmalar mevcuttur (100,101).

2.7.3.Fotoelastik Gerilme Yöntemi

Fotoelastik gerilme yöntemi özellikle matematiksel analizlerin karmaşık hale geldiği, geometrik şekli belirgin olmayan saydam cisimlerde kuvvetin değerdendirildiği polarize ışığın kırılmasına dayanan deneysel bir stres ölçüm metodudur (102). Diş hekimliğinde bu yöntem ilk kez 1935 yılında Zak tarafından, ortodontik hareketlerin periodontal dokular üzerindeki etkilerini incelemek amacıyla şeffaf polimerler üzerindeki gerilim ve deformasyonu analiz etmek için kullanılmıştır

(103). Bir diğerk örnek çalışmada ise kemiğeyerleştirme açısının ortodontik mikro implantlar üzerinde oluşturduğı gerilmeler ve stres alanları bu yöntem kullanılarak incelenmiştir (104).

2.7.4.Lazer Işınlı Kuvvet Analiz Yöntemi (Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi)

Holografik interferometre analiz yöntemi, bir nesne üzerinde oluşandinamik ve statik deformasyonları ve gerilim dağılımlarını ölçmekte kullanılan optik analiz temelli bir yöntemdir. Bu analiz yönteminde nesnenin görüntüsü lazer ışınları yardımıyla holografik film üzerine kaydedilerek nesne üzerindeki malzeme deformasyonlarını ve gerilim dağılımlarını incelemek mümkündür (105) . Diş hekimliğinde diş hareketlerinin dokuda oluşturduğı değişiklikleri incelemek için holografik interferometre yönteminden yararlanılabilmektedir. Örneğın, Kumar ve ark. tarafından gerçekleştirilen bir ortodonti araştırmasında, farklı köpek dişi retraksiyon mekanizmalarının maksilla içerisindeki köpek dişi ve molar dişlerin yer değişimleri üzerindeki etkileri, holografik interferometri yöntemi kullanılarak incelenmiştir (106).

2.7.5.Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi (SEA)

Sonlu Elemanlar Analiz (SEA) yöntemi, çeşitli fizik ve mühendislik dallarında karmaşık problemleri çözmek için kullanılan sayısal bir gerinim ve stres tespit yöntemidir. Bu yöntem özellikle klasik analiz yöntemleri ile çözülemeyecek karmaşıklıkta olan gerilme ve stres analizleri tespiti, ısı iletimi, akışkanlar mekaniğı gibi mühendislik alanlarında etkin bir şekilde uygulanmaktadır. Günümüzde teknolojinin gelişmesiyle bilgisayarlara entegre edilen SEA yöntemi dijital ortamda oluşturulan ve çözülen çok sayıda eş zamanlı cebirsel denklemin türetilmesi yolu ile özellikle düzensiz geometriler ve değişken sınır koşullarına sahip sistemlerin incelenmesini sağlamaktadır (107–109). Bu yöntem katı, sıvı, gaz veya belirli bir uzay bölgesinin küçük yapısal elemanlara ayrılması ve bilinmeyen alan değişkenlerin her bir eleman içinde yaklaşık fonksiyonlar cinsinden ifade edilmesi temeline dayanmaktadır. İfade edilen fonksiyonlar düğüm noktalarındaki alan değişkeni değerleri ile tanımlanır ve problemin çözümünde rol oynar (107–109).

SEA yönteminden mühendislik ve fizik alanında olduğu gibi tıp ve diş hekimliğinin çeşitli alanlarında biyomekanik uygulamalarda aktif olarak

yararlanılmaktadır (110,111). Biyolojik dokuların tepkisel gerilme ve deformasyonlarını doğrudan ölçmek mümkün değildir. Bu nedenle kuvvet, basınç, sıcaklık değişimi gibi faktörlerin biyolojik dokularda meydana getirdiği gerilme ve deformasyonların analiz edilebilmesinde SEA yöntemi oldukça faydalıdır. Bu yöntem kullanılarak biyomalzemelerin dokular üzerindeki etkileri araştırılabilmektedir (110,111).

Ortodonti alanında SEA yöntemi kullanılarak biyolojik dokular ile sabit tedavi veya şeffaf plak mekanikleri simüle edilerek diş, periodontal dokular ve tedavi mekaniklerinde meydana gelen stres ve gerilmelerin incelendiği çok sayıda çalışma mevcuttur (112,113). Bu kapsamda gerçekleştirilen birçok çalışma, farklı ortodontik uygulamaların biyomekanik etkilerini değerlendirmeye yönelik önemli bulgular sunmaktadır. Örneğin Ghosh ve ark.'a (113) ait bir çalışmada SEA Yöntemi kullanılarak farklı seramik braket sistemleri incelenmiştir. Çalışmanın sonuçları stres yoğunluğunun özellikle kenarlar, köşeler ve braket şeklinin değişim gösterdiği bölgelerde arttığını göstermiştir (113). Cheng ve ark. (112) tarafından yapılan bir çalışmada ise SEA Yöntemi kullanılarak üst kesici dişlerin retraksiyonu sırasında tork hareketinin kontrolü için uygun yöntemin bulunması hedeflenmektedir. Analiz sonuçları tork kontrolü olmadan üst ön dişlerde palatinal devrilme hareketinin meydana geldiğini göstermiştir. Araştırmacılara göre aşırı aksiyal inklinasyona sahip dişlerde tork kaybı daha sınırlı olduğundan, tork kontrolü gereksinimi daha düşüktür. Ayrıca, normal aksiyal inklinasyona sahip dişlerin translasyon hareketi planlanırken rotasyon merkezinin değişkenliği biyomekanik açıdan dikkatle değerlendirilmelidir (112).

2.8.Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Kavramlar

2.8.1.Kuvvet

Kuvvet; bir cismin hareket durumunu değiştirebilen, cisimde deformasyon ya da şekil değişikliğine neden olabilen etki olarak tanımlanabilir. Matematiksel olarak kuvvet, Newton'un ikinci hareket yasasına göre bir cismin kütlesinin cismin ivmesi ile çarpımı şeklinde ifade edilmektedir. Vektörel bir büyüklük olan kuvvet yön, şiddet ve doğrultu gibi özelliklere sahiptir.

2.8.2.Homojen Cisim

Homojen malzemeler; materyal hacmindeki her sonsuz küçük parçanın yapısal özellikleri ve kimyasal bileşimi açısından tam olarak aynı olduğu malzemeler olarak tanımlanabilmektedir. SEA yönteminde ise yapı içerisinde materyalin elastik özellikleri bakımından her noktada aynı olduğu cisimler homojen cisimler olarak ifade edilmektedir. Bu cisimlerin deformasyon ve gerilme özellikleri Poisson oranından ve elastik modülünden etkilenmektedir (114,115).

2.8.3.Rijit Eleman

SEA'da rijit eleman, şekil değişikliği ve deformasyona uğramayan, gerilme yüklenmeyen yapı birimlerini ifade etmektedir. Bu yapı birimleri nodlar arasındaki mesafenin sabit tutulmasını sağlamaktadır (116).

2.8.4.Gerilme (Stres)

Gerilme, belirli bir alana uygulanan kuvvetin o alana oranlanmasıyla ifade edilir ve malzemenin birim alan başına taşıdığı kuvvet miktarını göstermektedir (117). Gerilme birimi Paskal'dır ($\text{Pa}=\text{N}/\text{m}^2$). Diş hekimliği alanında incelenen nesnelerin boyutları milimetre ölçeğinde değerlendirildiğinden, gerilme hesaplamalarında yaygın olarak megapascal (MPa veya N/mm^2) birimi tercih edilmektedir (118). Temel olarak cisme kuvvet uygulandığında çekme, sıkışma veya makaslama olmak üzere 3 farklı gerilme tipi oluşmaktadır (94):

- 1- Çekme tipi gerilme (Tensile stress):** Moleküllerin birbirinden ayrılmasına ve cismin uzatılmasına neden olan aynı doğrultuda fakat ters yönde etki eden iki kuvvet uygulanması sonucunda oluşan gerilme tipidir (94).

2- Sıkışma tipi gerilme (Compressive stress): Moleküllerin birbirine yaklaşmasına ve cismin sıkışmasına sebep olan aynı doğrultuda fakat ters yönde etki eden iki kuvvet uygulaması sonucunda oluşan gerilme tipidir (94)

3- Makaslama tipi gerilme (Shear stress): Moleküllerin birbiri üzerinde kaymasını sağlayan farklı düzlemde ve ters yöndeki paralel iki kuvvetin uygulanması sonucunda cisim üzerinde oluşan gerilme tipidir (94).

2.8.5.Gerinim (Strain)

Gerinim, bir cisme uygulanan kuvvetin, cismin birim boyutu üzerindeki boyutsal değişimin orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanır ve bu büyüklük, deformasyonun yüzdesel ölçüsüdür; Gerinim bir kuvvet ifadesi değil, boyutsal bir ölçüdür. Gerinim (Strain) = Boyutsal değişim / İlk boyut formülü ile hesaplanır ve sonucu yüzde (%) olarak ifade edilir. Cisim üzerinde elastik (geçici) veya plastik (kalıcı) gerinim etkileri görülebilir (94) .

2.8.6.Gerilme-Gerinim Eğrisi

Gerilme ve gerinim arasındaki ilişkiyi açıklayan bu eğri grafiği, cisme kuvvet uygulandığında meydana gelecek olan değişimler hakkında öngörüle bulunmaya yardımcı olmaktadır. Bu eğri grafiği malzemenin kuvvete dayanma davranışı hakkında fikir vermektedir. Eğrideki sabit eğim, kuvvet katsayısını (k) ve cismin sertlik derecesini belirler. Esneklik katsayısının düşük olması, cismin esnek olduğunu; yüksek olması ise cismin sert olduğunu gösterir (94) .

2.8.7.Elastik Modülü – Young Modülü

Bir cismin uygulanan kuvvetler altında şekil değişimine karşı gösterdiği direnci ifade etmek için kullanılan ölçüdür. Elastik modülü, gerilimin gerinime oranlanması sonucunda gerilme-gerinim eğrisinden elde edilmektedir. Birimi kg/mm^2 'dir. Cismin katılığı ile doğru orantılıdır. Yüksek elastisite modülüne sahip cisimler aynı miktardaki kuvvetlerin etkisinde düşük elastisite modülüne sahip cisimlere göre daha az deformasyon gösterme eğilimine sahiptir (94). Bu iki terim sıklıkla birbirinin yerine de kullanılmaktadır.

2.8.8.Poisson Oranı

Poisson oranı, viskoelastik malzemelerin davranışını tanımlamak için kullanılan bir sabittir. Tek eksenli bir uzama sırasında malzemenin uzunluğundaki

artışa karşılık yatay yöndeki büzülme oranını göstermektedir. Poisson oranı, bir gerinim cevabı olarak zamanla değişen bir fonksiyon şeklinde görülür (119).

2.8.9.Eleman ve Düğüm (Node) Yapıları

SEA yönteminde karmaşık problemlerin çözülmesi amacıyla incelenecek model küçük parçalara bölünmektedir ve bu parçalar eleman ya da element olarak adlandırılmaktadır. Elemanlar; geometrik şekillerine göre üçgen, paralel kenar, dörtgen elemanlar olarak ve boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu olarak sınıflandırılır. Elemanların birbirine düğüm yapıları ile bağlanır (114).

2.8.10.Ağ Yapısı (Mesh)

SEA yönteminde bir yapıyı küçük ve birbirine bağlı elemanlara bölen sistem ağ yapısı olarak tanımlanır. Ağ yapısı elemanlar ve düğümlerden oluşmaktadır. SEA yönteminde ağ yapısının her noktasındaki davranış sınırlı sayıda düğümde hesaplanarak tüm ağ yapısı için çıkarım yapılır ve karmaşık problemlerin çözülmesi sağlanır (120).

2.8.11.Von Mises Stres Gerilmesi

Von Mises gerilmesi bir cisme etki eden kuvvetlerin gerilme dağılımlarını gözlemlemek için kullanılan bir değerdir. Bu değer malzemelerin kırılma dayanımını değerlendirmek ve malzemenin gerilme kriterlerini belirlemek için kullanılmaktadır. Gerilme kriterlerinin analizi için 3B gerilme durumu renkli bir skala üzerinden tek bir pozitif sayıya dönüştürülerek daha kolay anlaşılabilir bir hale getirilir (121,122).

2.9.Sonlu Elemanlar Analizi Çalışma Prensibi

SEA yöntemi karmaşık yapıların çeşitli yükler altındaki davranışlarını incelemek için kullanılan sayısal bir ölçüm metodudur. Bu metodun temeli karmaşık ve büyük problem alanlarını içeren ağ yapıları küçük ve daha kolay hesaplanabilen elemanlara indirgeyerek bu elemanlar üzerinde ölçümlerin yapılması prensibine dayanır. SEA'nın gerçekleştirilebilmesi için uygulama basamakları aşağıdaki gibidir (95,123):

- **Ön analiz ve problemin idealize edilmesi:** Ön analiz süreci probleme genel bir anlayış kazandırmak ve modelin beklenen davranışlarını tahmin etmek için

gerçekleştirilmektedir. Bu aşamada, verilen problem idealize edilir ve yaklaşık bir çözüm elde etmek için analitik yöntemler kullanılır (95,123).

- **Fiziksel problemin modellenmesi:** Sonlu elemanlar modeli araştırılacak fiziksel model veya problemin matematiksel bir temsidir. Sonlu eleman modelinin oluşturulmasında ilk adım, incelenen yapının geometrisini bilgisayar ortamında modellemektir. Bu modelleme, probleme göre iki veya üç boyutlu şekilde yapılabilir. Geometrik şeklin oluşturulması, analizin temelini atar (95,123).
- **Ağ yapısının oluşturulması:** Sonlu elemanlar modeli eleman ve düğüm yapılarının bir araya gelmesi ile oluşur. Çok sayıda eleman ve düğümün birleşmesinden meydana gelen ağ yapısı modelin sisteme tanıtılmasında etkilidir (95,123).
- **Malzeme özelliklerinin sisteme entegre edilmesi:** SEA yönteminde incelenecek materyallerin özelliklerinin doğru bir şekilde tanımlanması tahmin doğruluğu açısından önem arz etmektedir. İzotropik materyaller için genellikle Elastik modül, poisson oranı ve kesme (rijitlik) modülü gerekmektedir. Genellikle iki malzeme sabiti sağlandıktan sonra üçüncü sabit hesaplanabilir. Malzeme sabitlerinin birimlerinin, sonlu elemanlar modelinde kullanılan birimlerle tutarlı olması gerektiği önemlidir (95,123).
- **Eleman tipi ve boyutlarının seçilmesi:** SEA yönteminde problemin çözülmesinde modelleme yapmanın farklı yolları mevcuttur. Aynı problemi çözmek için aynı yapı farklı eleman türleri ile modellenebilir ve elemanlar farklı özellikler gösterebilir. Uygun eleman tipi ve modelinin seçimi çözüm için önemlidir (95,123).
- **Sınır koşullarının oluşturulması:** Sınır koşullarının doğru bir şekilde belirlenmesi işlem doğruluğu açısından önemlidir. Modelin düzgün bir şekilde sınırlandırılması öteleme ve dönüşüm hareketlerinden arındırılması gerekmektedir (95,123).
- **Kuvvet uygulanması:** Yapıya etkiyen kuvvet uygulama mekanizmaları karmaşık olabilmektedir. Ancak ilgili bölgeden uzakta kalan bölgelerde bu mekanizmalar basit modeller ile yaklaşık olarak temsil edilebilir. SEA

yönteminde genellikle yoğunlaşmış kuvvetler, dağıtılmış kuvvetler ve cisim kuvvetleri olmak üzere üç tür kuvvet uygulanır (95,123).

- **Çözüm ve sonuçların yorumlanması:** SEA yöntemi ile yapılan matematiksel hesaplamalarda değerlerin ortalamadan ne kadar saptığı ölçülememektedir. Bu nedenle ulaşılan verilerin istatistiksel analizinin yapılması mümkün değildir. Düğümlerdeki gerilimlerin miktarları ve dağılımlarının yanı sıra boyutsal değişimlerin dikkatlice değerlendirilmesi ve yorumlanması, SEA yönteminin temel unsurlarındandır (95,123).

2.10.Sonlu Elemanlar Analizi Avantaj ve Limitasyonları

SEA yöntemi çeşitli mühendislik dalları ve endüstriyel alanda kullanıldığı gibi diş hekimliği alanında da yaygın olarak kullanılmaktadır. Laboratuvar testleriyle karşılaştırıldığında SEA yönteminin sağladığı avantajlar aşağıda belirtildiği şekildedir (120,124):

- Hayvan deneylerine ve insanlardan alınacak numune örneklerine ihtiyaç duyulmadan simülasyonlar yapılabilmektedir. Simülasyonlar ve testler birden fazla kez tekrarlanabilmektedir. Bu durum etik onay ihtiyacını ortadan kaldırdığı gibi analiz sonuçlarının standart olmasını sağlamaktadır (120,124).
- İnvaziv bir teknik değildir (120,124).
- Bilgisayar destekli tasarım ve mühendislik sistemleri uygun şekilde kullanıldığında gerilme kontur haritaları oluşturularak incelen yapıdaki gerilme ve yer değiştirmeler ile ilgili görsel veriler sunar (120,124).
- Uygulanan kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü hassas şekilde belirlenebilir (120,124).
- Kraniofasiyal yapıların malzeme özellikleri ve geometrik yapıları bu analiz yöntemin kullanılması için uygundur (120,124).
- Statik ve dinamik analizler yapılabilir (120,124).
- Bilgisayar sistemlerinin efektif kullanımı ile analiz süreci kısa sürede ve daha az maliyet ile tamamlanabilir (120,124).

Belirtilen avantajlarına karşılık sonlu elemanlar analiz yöntemi bazı sınırlamalara sahiptir (120,124):

- Laboratuvar testlerine duyulan ihtiyacı azaltabilir ancak bu testlerin yerini alamaz (120,124).
- Yüksek teknik hassasiyet ve malzeme bilimi konusunda yeterli bilgi birikimi gerektirir (120,124).
- Kullanılan programlar ve parametreler doğrultusunda yüksek veri girişine ihtiyaç vardır. Girdi verilerindeki, istatistiklerdeki ve sonuç yorumlamalarındaki hatalar yanlış çıktılarına yol açabilir (120,124).
- SEA yöntemi varsayımlara dayalı bir tekniktir. Bu nedenle çalışmayı yürüten kişilere ve modellemelere bağlı olarak sonuçlar değişebilir (120,124).
- SEA yönteminde canlı bileşenlerin biyolojik dinamiklerini tam olarak modellemek mümkün olmayabilir. Çünkü bu yöntem zamandan bağımsızdır ve çevresel etkenlerin hesaplama katılması mümkün değildir (120,124).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1.Çalışma Tasarımı

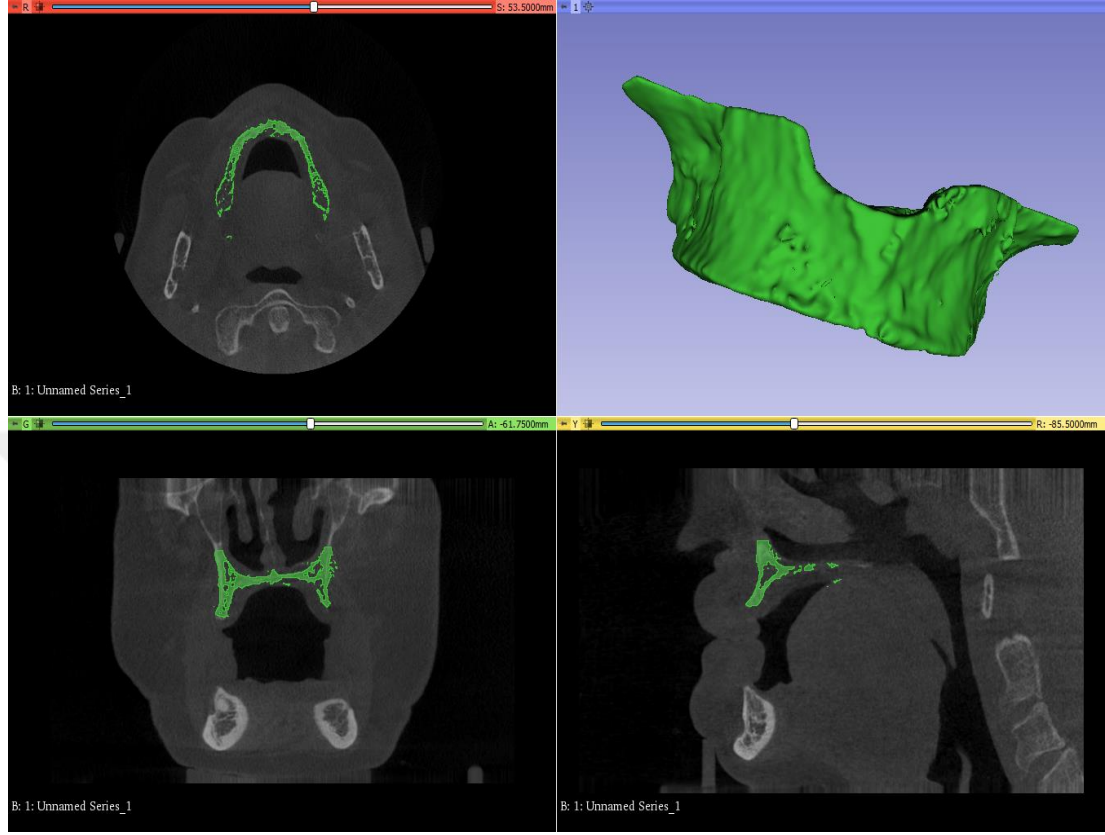
Bu tez çalışmasında, farklı üretim teknikleri ve farklı tasarımlara sahip şeffaf plaklar ile maksiller lateral dişlere uygulanan tork hareketinin oluşturduğu biyomekanik etkiler SEA yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir. Çalışma Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda planlanmıştır ve SEA Tinus Technologies iş birliği ile gerçekleştirilmiştir. Ayrıca bu tez çalışması için Gülhane Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'ndan gerekli izinler alınmış (2024/151) ve çalışmamız Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2024/108 nolu proje kapsamında desteklenmiştir.

Bu çalışmanın temel amacı, farklı üretim teknikleri kullanılarak üretilen şeffaf plakların mekanik davranışını incelemek ve doğrudan 3B baskı yöntemiyle direkt üretilen şeffaf plaklarda uygulanan bölgesel kalınlık değişimlerinin, diş ve periodontal dokular üzerindeki Von Mises gerilme dağılımı ve diş hareketine etkilerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir. Bu doğrultuda 3B bir model üzerinde beş farklı plak grubu tasarlanmış ve maksiller lateral dişlere 1° tork hareketi uygulanması sonucunda oluşan etkiler analiz edilmiştir. Gruplar; termoform üretim tekniği ile 3B baskı yöntemiyle direkt üretilen şeffaf plaklarda bölgesel kalınlık artırımı yapılmış tasarımlar arasında karşılaştırma yapılacak şekilde planlanmıştır. Çalışmanın bu şekilde planlanması üretim yönteminin ve plak tasarım değişikliklerinin biyomekanik etkilerinin birbirinden bağımsız olarak incelenmesine imkân sağlamaktadır.

3.2.Üç Boyutlu Anatomik Modelleme

3B ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, 3B SEA modellerinin oluşturulması ve SEA işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir. 28 yaşındaki sağlıklı erkek hastanın konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) verisinden .stl modelin elde edilmesi 3D Slicer 4.0 (Surgical Planning Laboratory, Harvard University, Boston, MA, ABD) yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve 3B CAD faaliyetleri Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh (ALTAIR, Troy, MI, ABD) yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu

elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, ABD) çözücüsü kullanılmıştır.

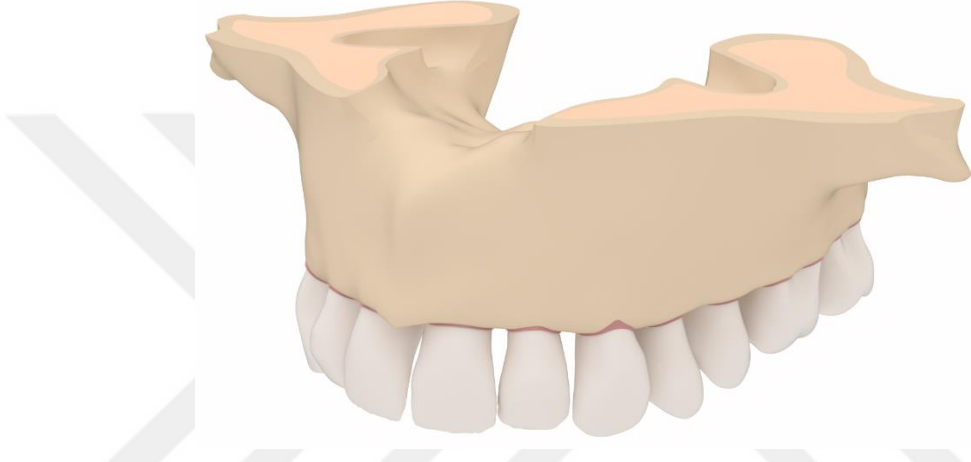


Şekil 3. 1.Hastadan elde edilen KIBT görüntüleri

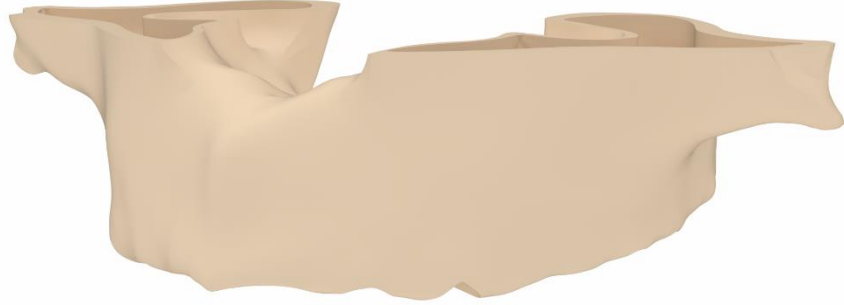
3.3.Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik, Dişler Ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan kemik modelinin oluşturulması için Visible Human Project tomografi verisi 0.33 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen KIBT verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer (Boston, Massachusetts, ABD) yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki KIBT verisi 3DSlicer Surgical Planning Laboratory, Harvard University, Boston, MA, ABD) yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak segmentasyon işlemi ile 3B modellere dönüştürülmüştür. Modeller. stl formatında dışa aktarılmıştır. 3B model Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımına aktarılmıştır ve burada maksiller kemik oluşturulmuştur. Maksiller kemik modeline içe doğru 2 mm offset verilerek 2 mm kalınlığında kortikal kemik modeli

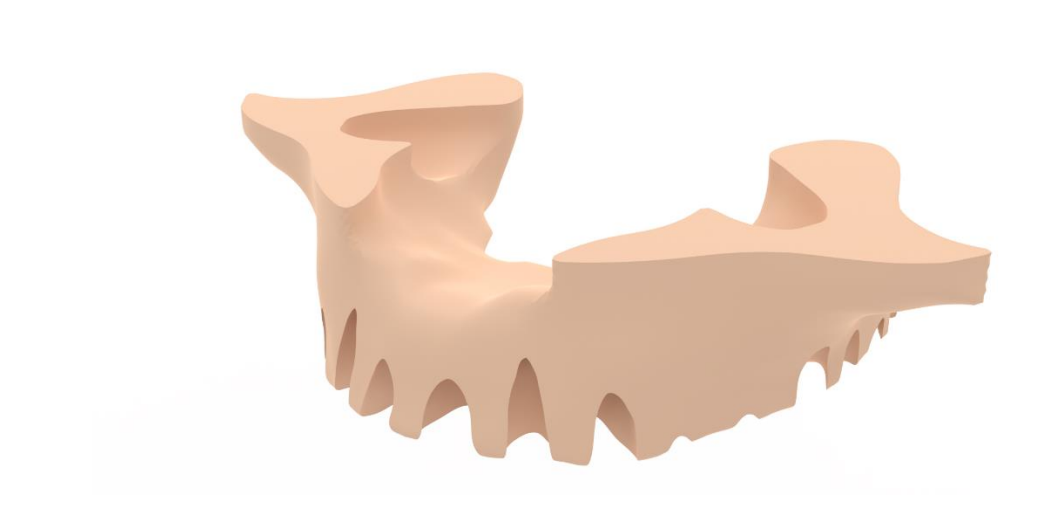
oluşturulmuştur. Kalınlığı ayarlanan 3B kortikal kemiğin i yüzeyleri referans alınarak trabeküler kemikler elde edilmiştir. Dişler Wheeler atlas verilerine göre modellenmiştir. Dişlerin dış yüzeyi referans alınarak 0.2 mm kalınlığında periodontal ligamentler modellenmiştir. Hazırlanan tüm modeller Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımlında 3B uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



şekil 3. 2. KIBT verisinden segmente edilmiş modelin yazılımdaki görüntüsü



şekil 3. 3. KIBT verisinden segmente edilmiş kortikal kemiğin yazılımdaki görüntüsü



Şekil 3. 4. KIBT verisinden segmente edilmiş trabeküler kemiğin yazılımdaki görüntüsü



Şekil 3. 5. KIBT verisinden segmente edilmiş dişlerin yazılımdaki görüntüsü



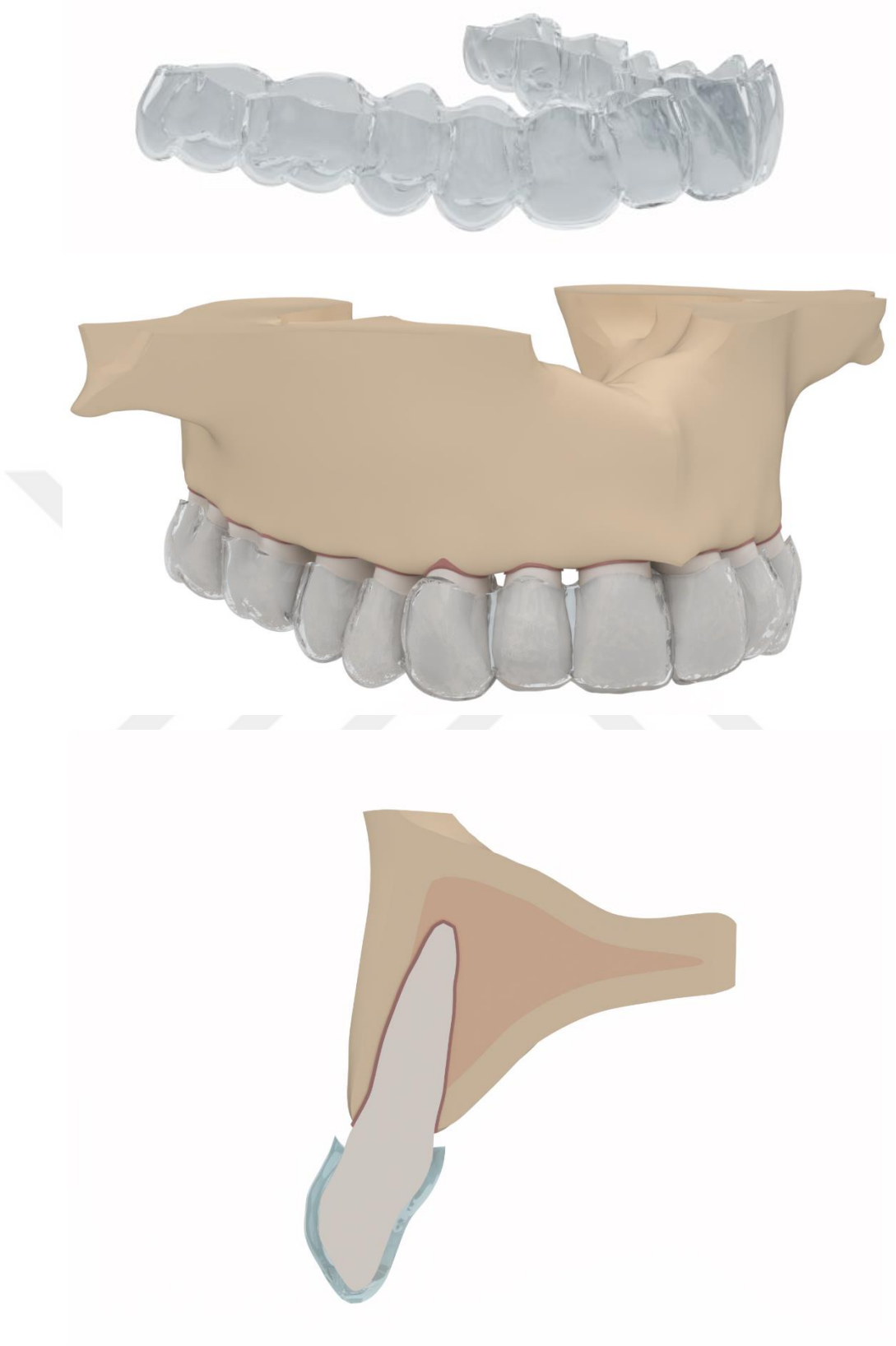
Şekil 3. 6. KIBT verisinden segmente edilmiş periodontal ligamentin yazılımdaki görüntüsü

3.4.Plakların Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

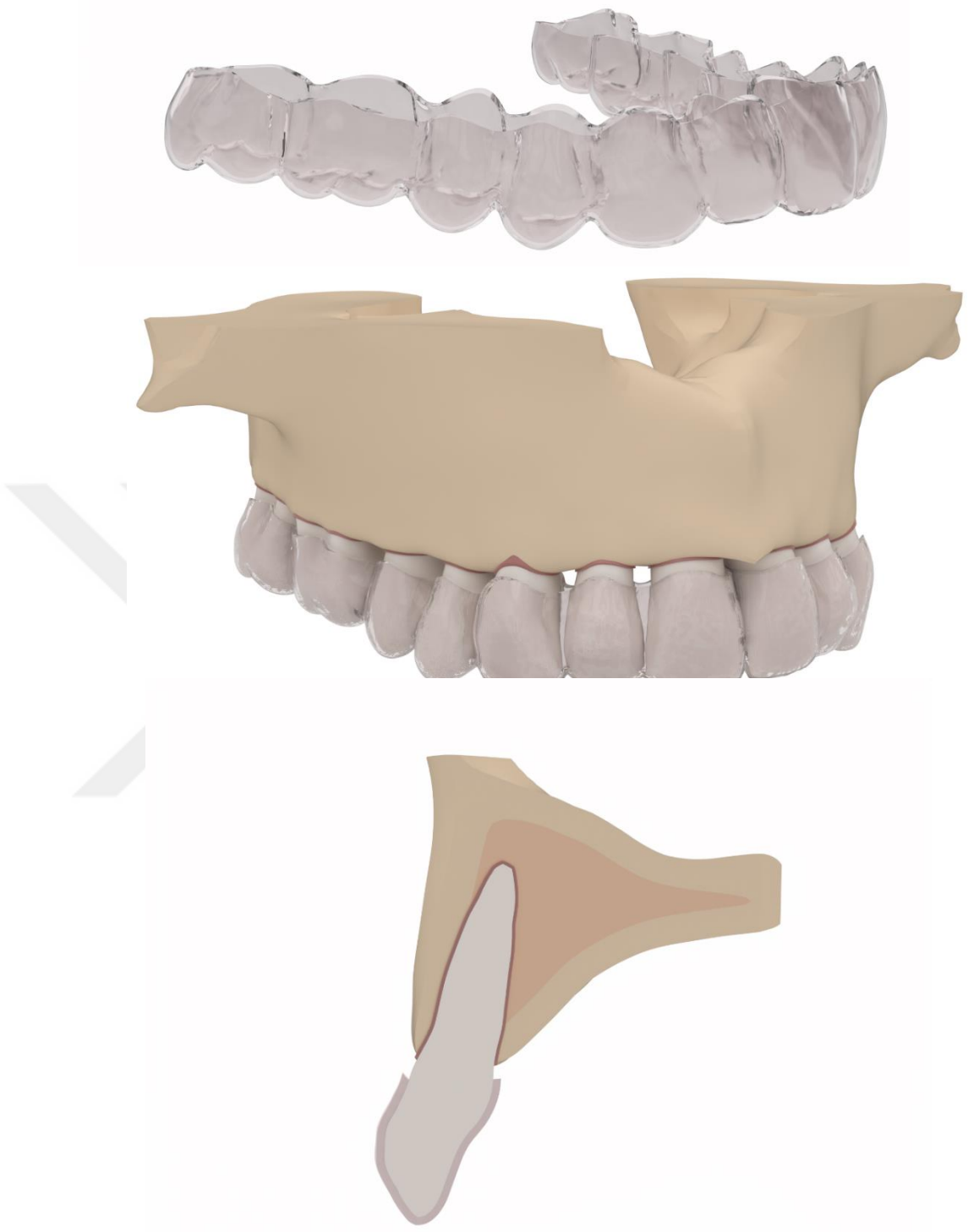
Çalışmada kullanılan şeffaf plaklar gingival seviyede (0mm) olacak şekilde, 0.5 mm ve 0.75 mm kalınlığında Blender yazılımında modellenmiştir. Çalışmada 5 ana model oluşturulmuştur. Altı dişli protez Wheeler atlas verilerine göre Blender yazılımında modellenmiş ve her modele uygun metal altyapılar oluşturulmuştur.

Tablo 3. 1. Çalışmada uygulanan senaryolar ve özellikleri

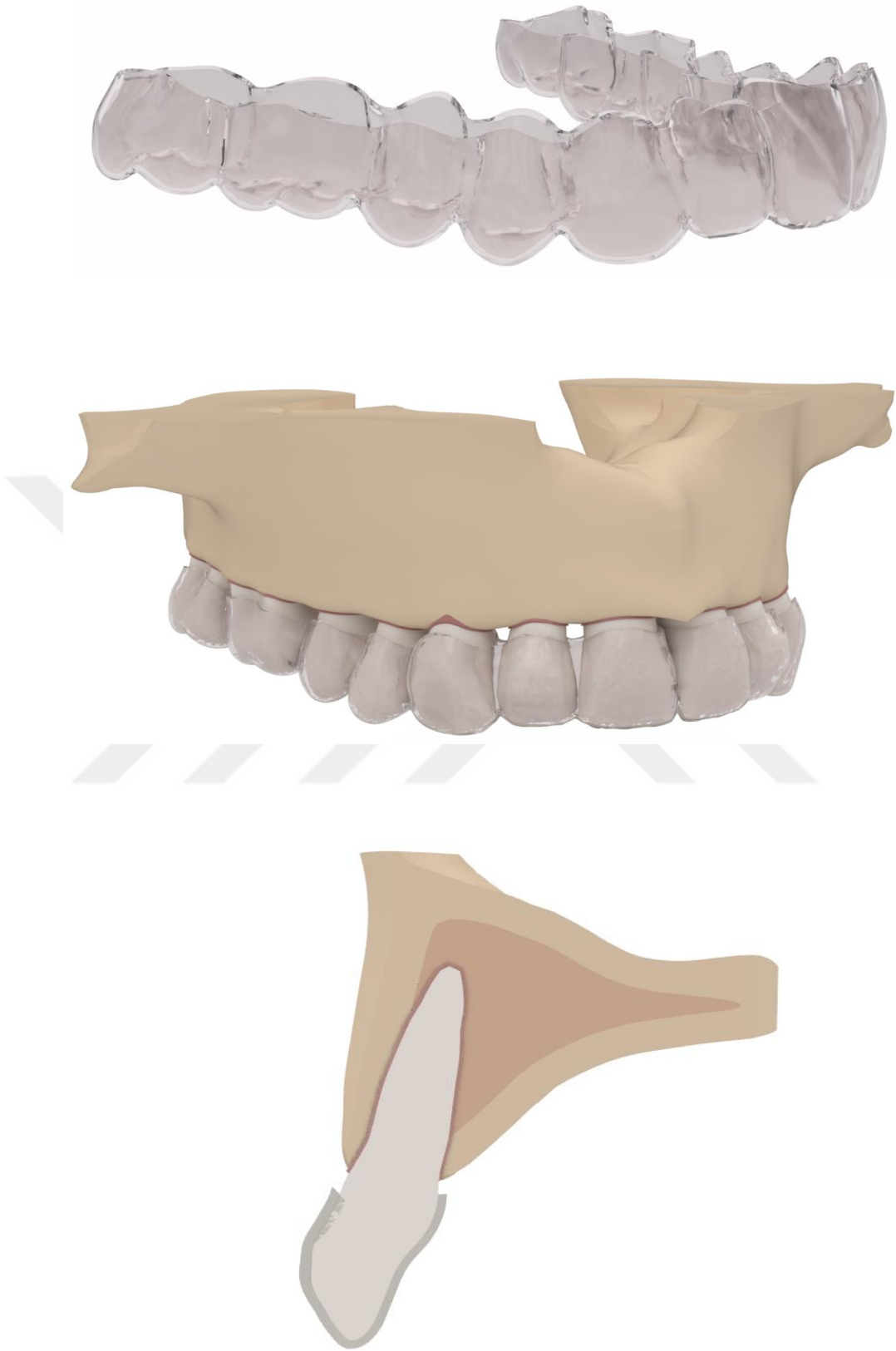
Senaryolar	Özellikler	Üretim tekniği ve Üretici
Senaryo 1	0,75 mm uniform kalınlığa sahip plak tasarımı	Termoform üretim (Duran Scheu Dental, Iserlohn, Almanya)
Senaryo 2	0,50 mm uniform kalınlığa sahip plak tasarımı	3B Yazıcı ile Direkt Üretim TA-28 (Graphy Inc., Seoul, Kore)
Senaryo 3	Labiogingival bölgede 0,90 mm kalınlık modifikasyonuna sahip plak tasarımı	3B Yazıcı ile Direkt Üretim TA-28 (Graphy Inc., Seoul, Kore)
Senaryo 4	Labiogingival bölgede 0,90 mm kalınlık modifikasyonuna sahip plak tasarımı	3B Yazıcı ile Direkt Üretim Dental LT® (Scheu Dental, Iserlohn, Almanya)
Senaryo 5	Labiogingival ve palatoinsizal bölgede 0,90 mm kalınlık modifikasyonuna sahip plak tasarımı	3B Yazıcı ile Direkt Üretim TA-28 (Graphy Inc., Seoul, Kore)



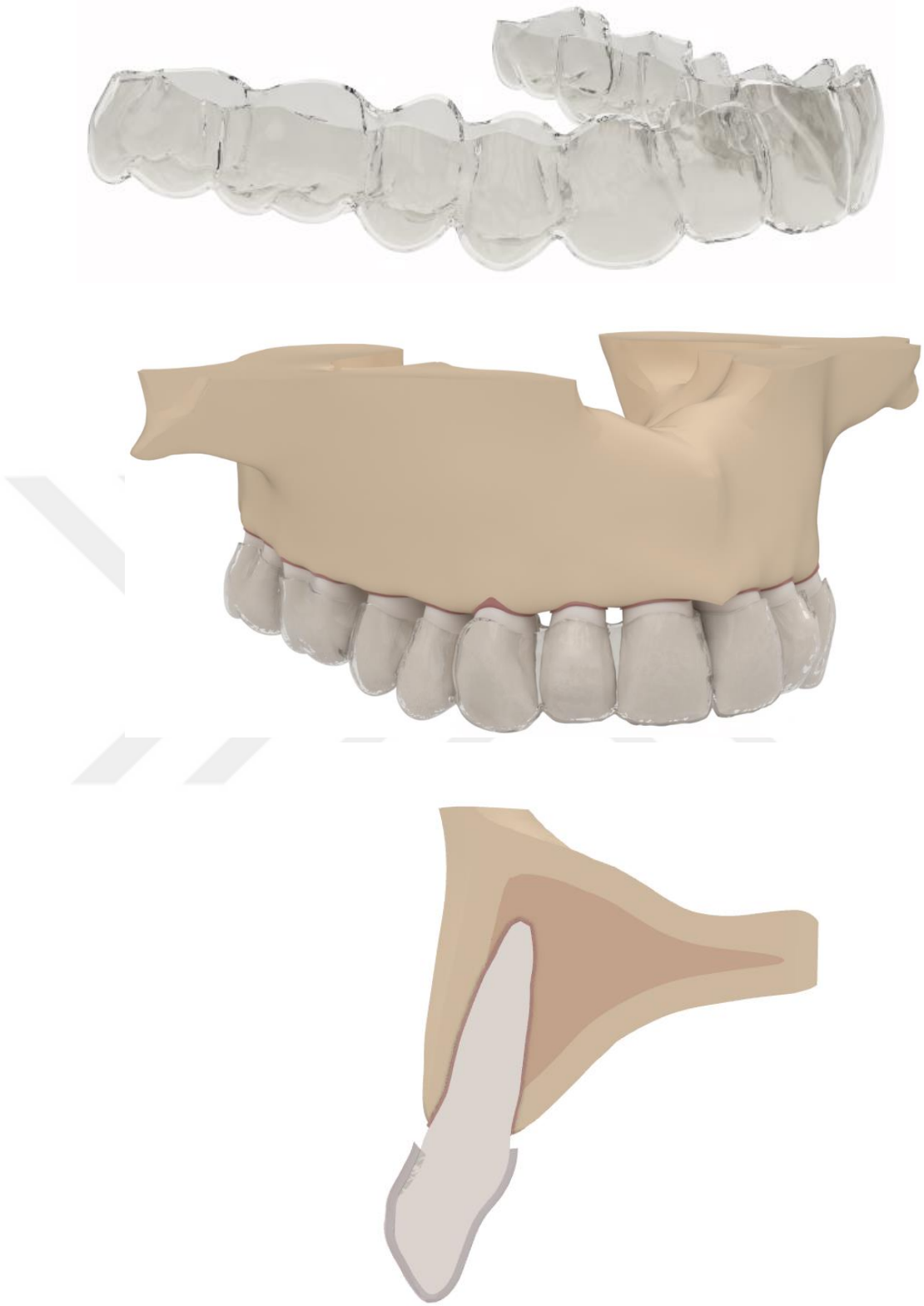
Şekil 3. 7. Senaryo 1'e ait modelleme görüntüsü



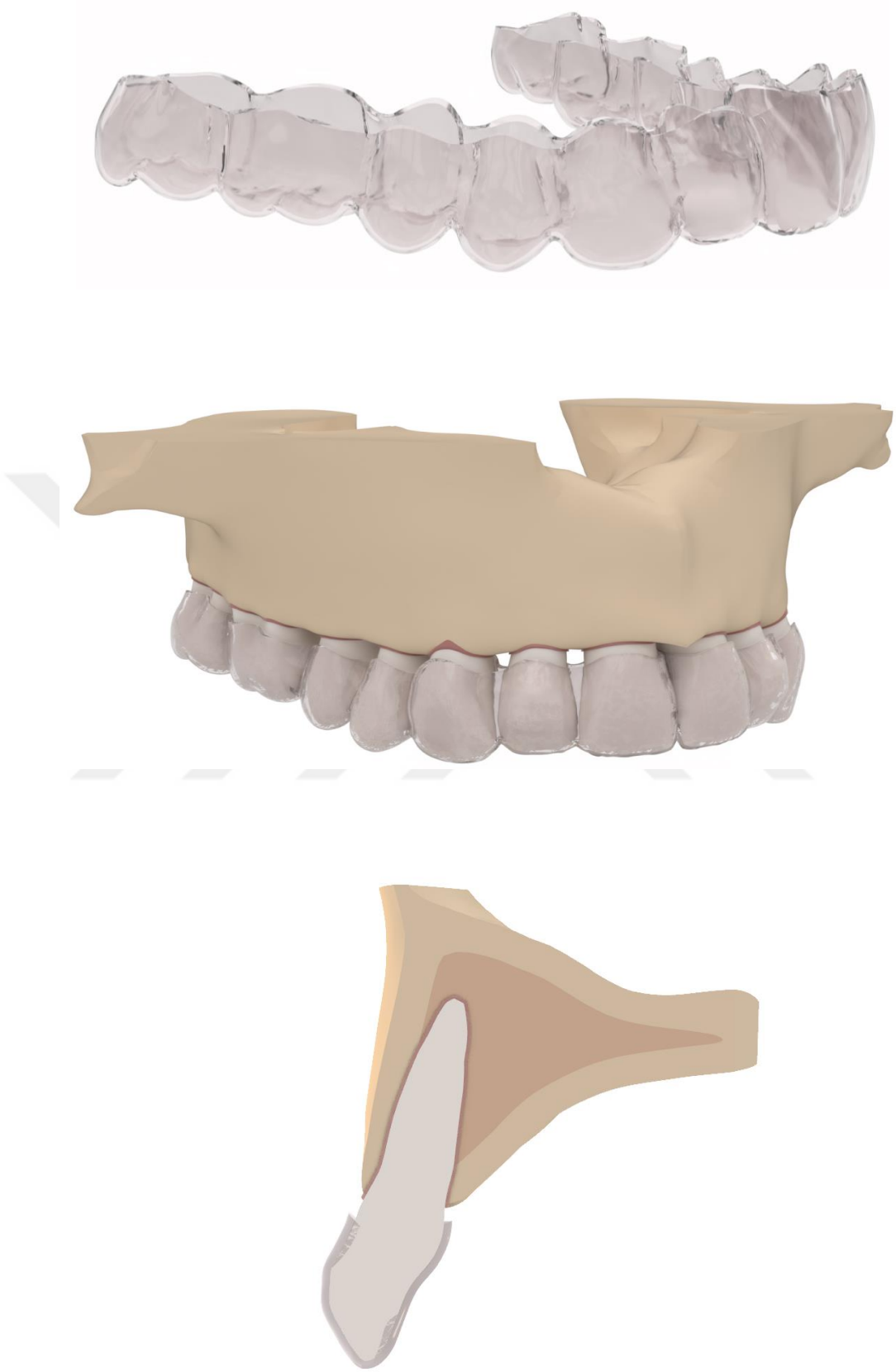
Şekil 3. 8. Senaryo 2'e ait modelleme görüntüsü



Şekil 3. 9. Senaryo 3'e ait modelleme görüntüsü



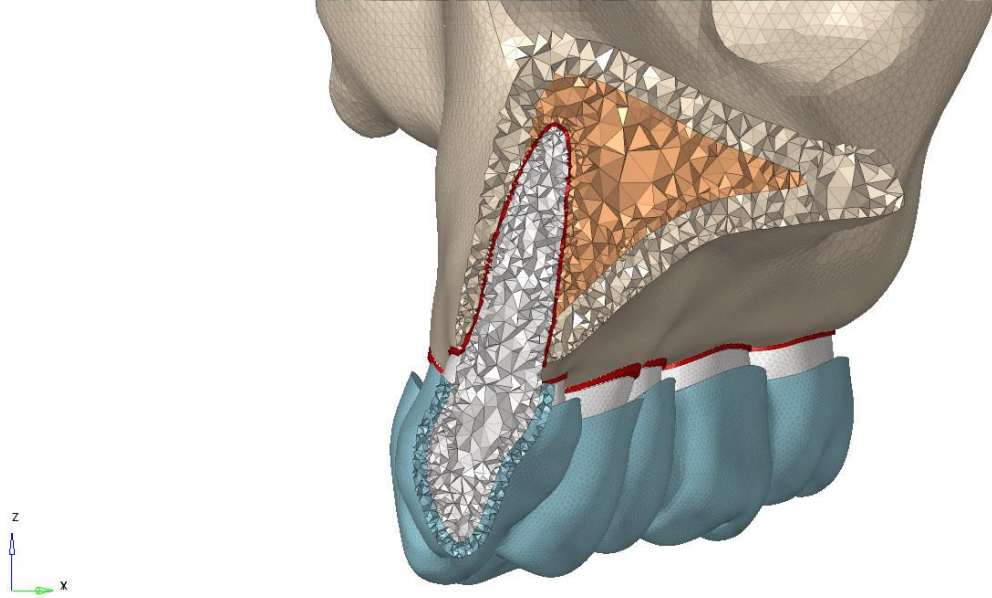
Şekil 3. 10. Senaryo 4'e ait modelleme görüntüsü



Şekil 3. 11.Senaryo 5'e ait modelleme görüntüsü

3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh (ALTAIR, Troy, MI, ABD) yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Çalışmada matematiksel modeller (mesh yapıları) oluşturulurken hassasiyeti yüksek 0.1-0.25 mm aralığında üçgen mesh boyutları kullanılmıştır. Tüm modellerin yüzeyleri üçgen elemanlar kullanılarak örgülenmiş, ardından katı yapılar düzgün dörtyüzlü (tetrahedral) sonlu elemanlarla hacimsel olarak modellenmiştir. Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh (ALTAIR, Troy, MI, ABD) yazılımında hazırlanan matematiksel modeller ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, ABD) çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 3. 12. Ağ yapıları oluşturulmuş matematiksel model

3.6.Malzeme Tanımları

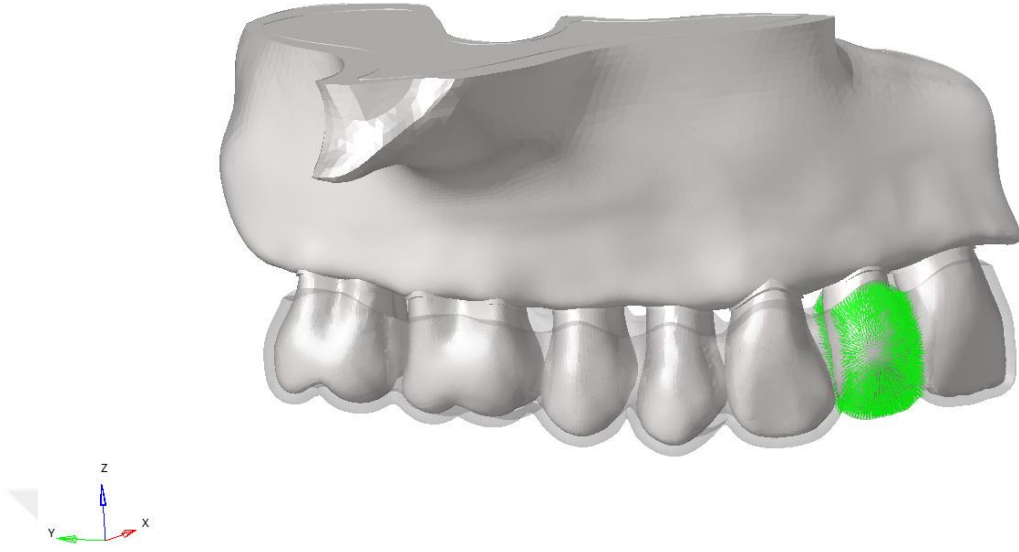
Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır (Tablo 3.2).

Tablo 3. 2. Çalışmada kullanılan malzemelere ait elastik modül ve Poisson oranı değerleri.

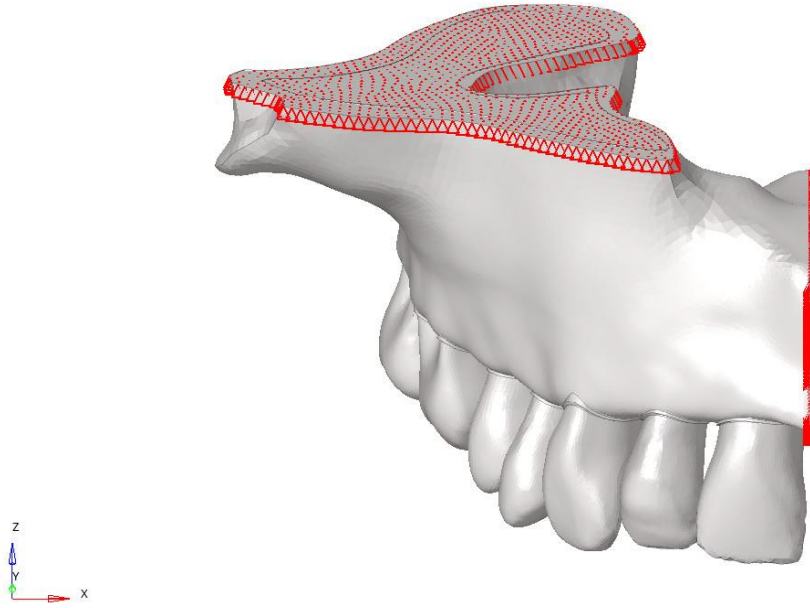
MATERYAL	ELASTİK MODÜL (MPa)	POISSON ORANI
Kortikal Kemik	13700	0.26
Trabeküler Kemik	1370	0.30
Diş	19600	0.30
PDL	0.69	0.45
Duran (Scheu Dental, Iserlohn, Almanya)	2200	0.37
Dental LT® (Scheu Dental, Iserlohn, Almanya)	2060	0.35
TA-28 (Graphy Inc., Seoul, Kore)	1885	0.46

3.7.Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm modellerde ilgili senaryolara ait şeffaf plaklar üzerinden 11 ve 12 numaralı dişlere 1° palatinal kök torku uygulanmıştır. Modeller kemiğin superior bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksenindeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir. Modelde bulunan bütün parçalara; X eksen normalinde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır. Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında beş linear statik analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3. 13. Yükleme senaryosu



Şekil 3. 14. Sınır Koşulları

3.8.Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan beş farklı senaryoya ait ana modeller için bilgiler tabloda paylaşılmıştır (Tablo 3.3).

Tablo 3. 3. Senaryolarda Kullanılan Düğüm ve Eleman Sayıları

Senaryolar	Düğüm Sayısı Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı Eleman Sayısı
Senaryo 1	332931	1252601
Senaryo 2	324455	1209130
Senaryo 3 ve 4	324566	1209853
Senaryo 5	324792	1210634

3.9.Sistemlerin Birleştirilmesi ve Komponentler Arasındaki Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Tüm analizlerde temas eden komponentler arasında FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

4.BULGULAR

Bu çalışmada, 12 ve 22 numaralı dişlere farklı üretim tekniklerine sahip plak materyalleri ve doğrudan üretim şeffaf plaklarda farklı kalınlık tasarımları kullanılarak 1° tork kuvveti uygulanmış ve bu uygulamanın etkileri sonlu elemanlar analiz yöntemiyle değerlendirilmiştir. Analizlerde, 13, 12 ve 11 numaralı dişlerin kök ve kron bölgelerindeki yer değiştirme miktarları ile Von Mises gerilme dağılımları incelenmiştir.

Çalışmada elde edilen boyutsal değişim miktarları milimetre (mm) cinsinden, hesaplanan stres değerleri ise Newton bölü milimetrekare (N/mm²) birimiyle ifade edilmiştir. SEA yönteminden elde edilen çıktılar, her senaryo için ayrı ayrı değerlendirilmiş ve görsel olarak sunulmuştur. Her analiz senaryosu kapsamında dişe ait yer değiştirme dağılımı ve Von Mises stres profili, renk skalasına dayalı haritalar ile görselleştirilmiştir. Bu görseller, ilgili bölümlerde sunulmuş ve yorumlanmıştır.

Bu çalışmada elde edilen bulgular, 3B bir koordinat sistemi referans alınarak x, y ve z eksenleri doğrultusunda değerlendirilmiştir. Tanımlanan sisteme göre; santral, lateral ve kanin dişler için +x yönü mezial yönlü hareketleri, -x yönü ise distal yönlü hareketleri ifade etmektedir. Y eksen, tork hareketinin de gerçekleştiği labiolingual yönlü hareketleri göstermekte olup, çalışmamız açısından en kritik eksen oluşturmaktadır; bu eksen +y yönü palatinal yönü, -y yönü ise labial yönü belirtmektedir. İncelenen dişlerin apikal yöndeki hareketleri +z, insizal yöndeki hareketleri ise -z değerleri ile ifade edilmiştir. Tüm analizlerin yönelimi ve yorumu, bu koordinat tanımları doğrultusunda gerçekleştirilmiştir. Modelde yer alan sol alt köşedeki koordinat eksen, yönelimlerin görsel olarak takibini kolaylaştırmak amacıyla yerleştirilmiştir.

Von Mises gerilmesi, bir materyal veya biyolojik dokulara etki eden kuvvetlerin oluşturduğu gerilme dağılımını değerlendirmek için kullanılan bir kriterdir. Analizlerde 3B gerilme durumunu tek bir pozitif sayıya indirgeyerek renkli bir skala ile görselleştirilen Von Mises değerleri ile, ilgili bölgelerdeki gerilme yoğunluklarını ve stres birikimlerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmeye imkân sağlamaktadır.

Von Mises gerilme dağılımına ait renk haritalarında yer alan skalada, düşük gerilme bölgelerini mavi ve yeşil, orta düzey gerilmeleri sarı ve turuncu, yüksek gerilme bölgelerini ise kırmızı tonlarla belirtilmektedir. Renk geçişleri, ilgili bölgedeki gerilme şiddetini temsil etmekte olup, gerilme yoğunluklarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesini kolaylaştırmaktadır.

4.1.Bileşke Yer Değiştirme Bulguları

Çalışmamızda dişler ve plaklara ait toplam yer değiştirme bulguları bileşke yer değiştirme ile ifade edilmektedir. Değerlendirilen x, y ve z eksenlerindeki hareketin karelerinin toplamının kare kökü bu değeri vermektedir ($\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$). Bu değer yön belirtmeyen skaler bir büyüklüktür. Tablo 4.1’de uygulanan senaryolar sonucunda araştırma kapsamındaki dişlerin kron ve köküne ait bileşke yer değiştirme bulguları yer almaktadır.

Tablo 4. 1. Farklı senaryolardaki 11, 12 ve 13 numaralı dişlerin kron ve köklerine ait bileşke yer değiştirme değerleri

DİŞLER	SENARYOLAR	BİLEŞKE YER DEĞİŞTİRME DEĞERLERİ	
		KRON	KÖK
13	Senaryo 1	5,71E-02	2,44E-03
	Senaryo 2	4,52E-02	1,72E-03
	Senaryo 3	8,50E-02	4,02E-03
	Senaryo 4	8,28E-02	3,88E-03
	Senaryo 5	1,36E-01	5,69E-03
12	Senaryo 1	1,35E-01	3,64E-03
	Senaryo 2	1,19E-01	2,91E-03
	Senaryo 3	1,89E-01	1,20E-02
	Senaryo 4	1,83E-01	1,20E-02
	Senaryo 5	3,25E-01	1,51E-02
11	Senaryo 1	9,40E-02	7,38E-03
	Senaryo 2	7,23E-02	5,22E-03
	Senaryo 3	1,33E-01	9,83E-03
	Senaryo 4	1,28E-01	9,42E-03
	Senaryo 5	2,21E-01	1,58E-02

Senaryo 1: 0,75 mm uniform kalınlıkta termoform plak tasarımı; **Senaryo 2:** 0,5 mm uniform kalınlıkta TA-28 reçine ile direkt üretim plak tasarımı; **Senaryo 3:** Labiokingival bölgede 0,9 mm kalınlığa sahip TA-28 reçine ile direkt üretim plak tasarımı; **Senaryo 4:** Labiokingival bölgede 0,9 mm kalınlığa sahip Dental LT reçine ile direkt üretim plak tasarımı; **Senaryo 5:** Labiokingival ve palatoinsizal bölgede 0,9 mm kalınlığa sahip TA-28 reçine ile direkt üretim plak tasarımı. **E:** Exponent gösterim, sayıyı üstlü olarak ifade etmek amacıyla kullanılmaktadır.

12 Numaralı Dişin Bileşke Yer Değiştirme Bulguları

- **Kökte Görülen Bileşke Yer Değiştirme Bulguları**

Tablo 4.1’deki bulgular değerlendirildiğinde tüm senaryolar için kökte izlenen bileşke yer değiştirme miktarının kron bileşke yer değiştirme miktarından daha az olduğu görülmüştür. 12 numaralı diş için kökte kaydedilen bulgular karşılaştırıldığında en fazla bileşke yer değiştirme değeri senaryo 5’te (0,0151 mm) ve en düşük bileşke yer değiştirme değeri ise senaryo 2 de bulunmuştur (0,00291 mm, Tablo 4.1). Senaryo 3 ve 4 benzer bileşke yer değiştirme değeri göstermiş ve bu değer 0,012 mm olarak ölçülmüştür. Senaryo 1 in bileşke yer değiştirme değeri ise 0,00364 mm olarak tespit edilmiştir.

- **Kronda Görülen Bileşke Yer Değiştirme Bulguları**

Elde edilen veriler doğrultusunda 12 numaralı dişin kronunda kök değerlerine kıyasla bileşke yer değiştirme miktarlarının tüm senaryolarda daha yüksek değerlere sahip olduğu görülmüştür. Senaryolara ait kron bileşke yer değiştirmeleri karşılaştırıldığında en yüksek değer senaryo 5’te ölçülmüştür (0,325 mm). En düşük bileşke yer değiştirme değeri ise senaryo 2’ye aittir (0,119 mm, Tablo 4.1).

11 Numaralı Dişin Bileşke Yer Değiştirme Bulguları

- **Kökte Görülen Bileşke Yer Değiştirme Bulguları**

Çalışma bulguları değerlendirildiğinde tüm senaryolar için kök bileşke yer değiştirme miktarının kron bileşke yer değiştirme miktarından daha az olduğu görülmüştür. 11 numaralı diş için kök hareket bulguları karşılaştırıldığında en fazla bileşke yer değiştirme değeri senaryo 5’te bulunmuştur (0,0158 mm). Bunu sırası ile senaryo 3,4 ve 1 takip etmektedir (0,00983 mm, 0,00942 mm, 0,00738 mm, sırasıyla). En düşük değer ise senaryo 2 de ölçülmüştür (0,00522 mm, Tablo 4.1).

- **Kronda Görülen Bileşke Yer Değiştirme Bulguları**

Elde edilen veriler doğrultusunda 11 numaralı diş kronunda kök değerlerine kıyasla bileşke yer değiştirme miktarlarının tüm senaryolarda daha yüksek değerlere sahip

olduğu görülmüştür. Senaryolara ait kron bileşke yer değiştirmeleri karşılaştırıldığında kök değer sıralamasına benzer bir sırlama göstermiş ve en yüksek değer senaryo 5'te ölçülmüştür (0,221mm). En düşük bileşke yer değiştirme değeri ise senaryo 2'ye aittir (0,0723 mm, Tablo 4.103).

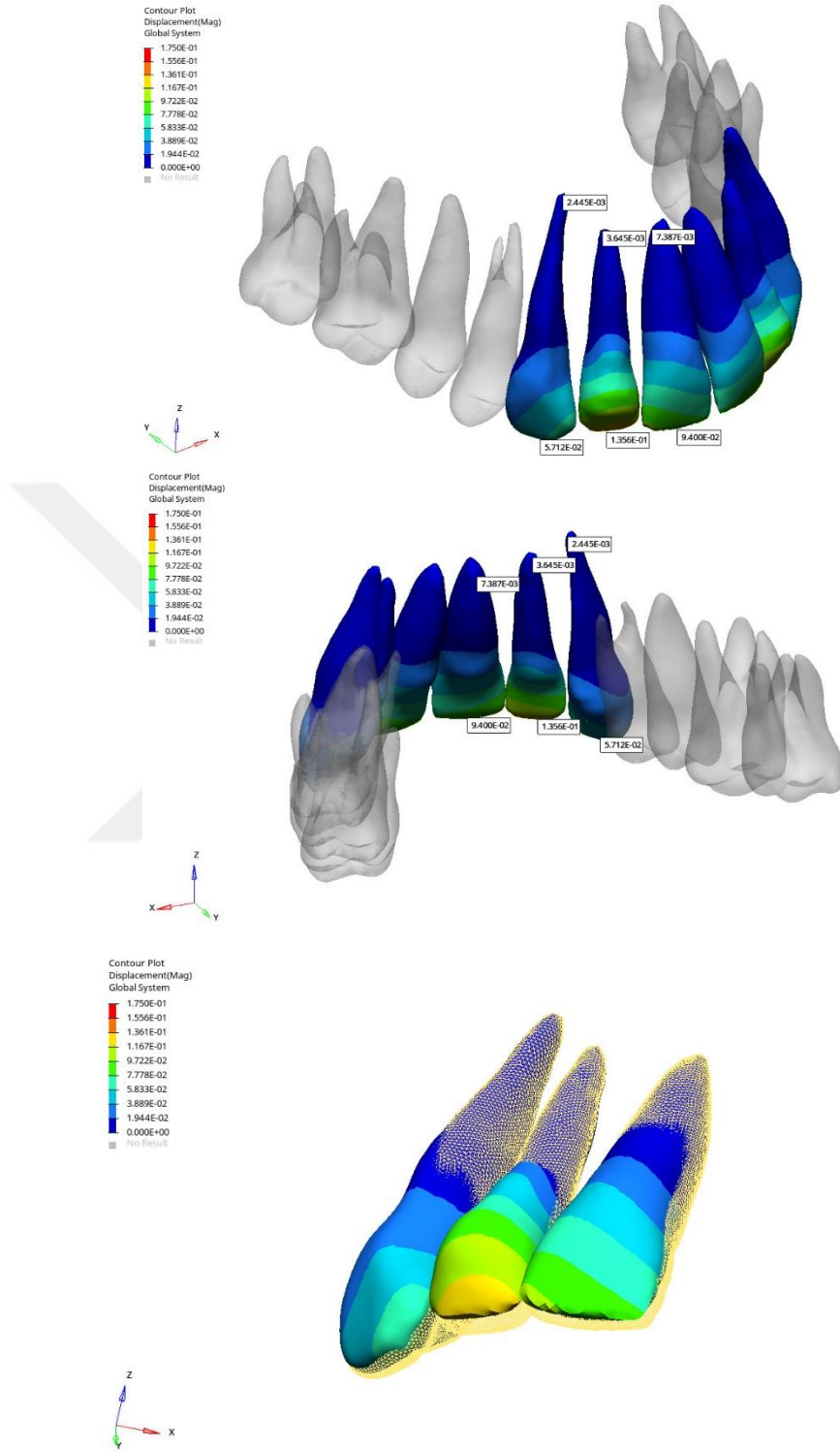
13 Numaralı Dişin Bileşke Yer Değiştirme Bulguları

- **Kökte Görülen Bileşke Yer Değiştirme Bulguları**

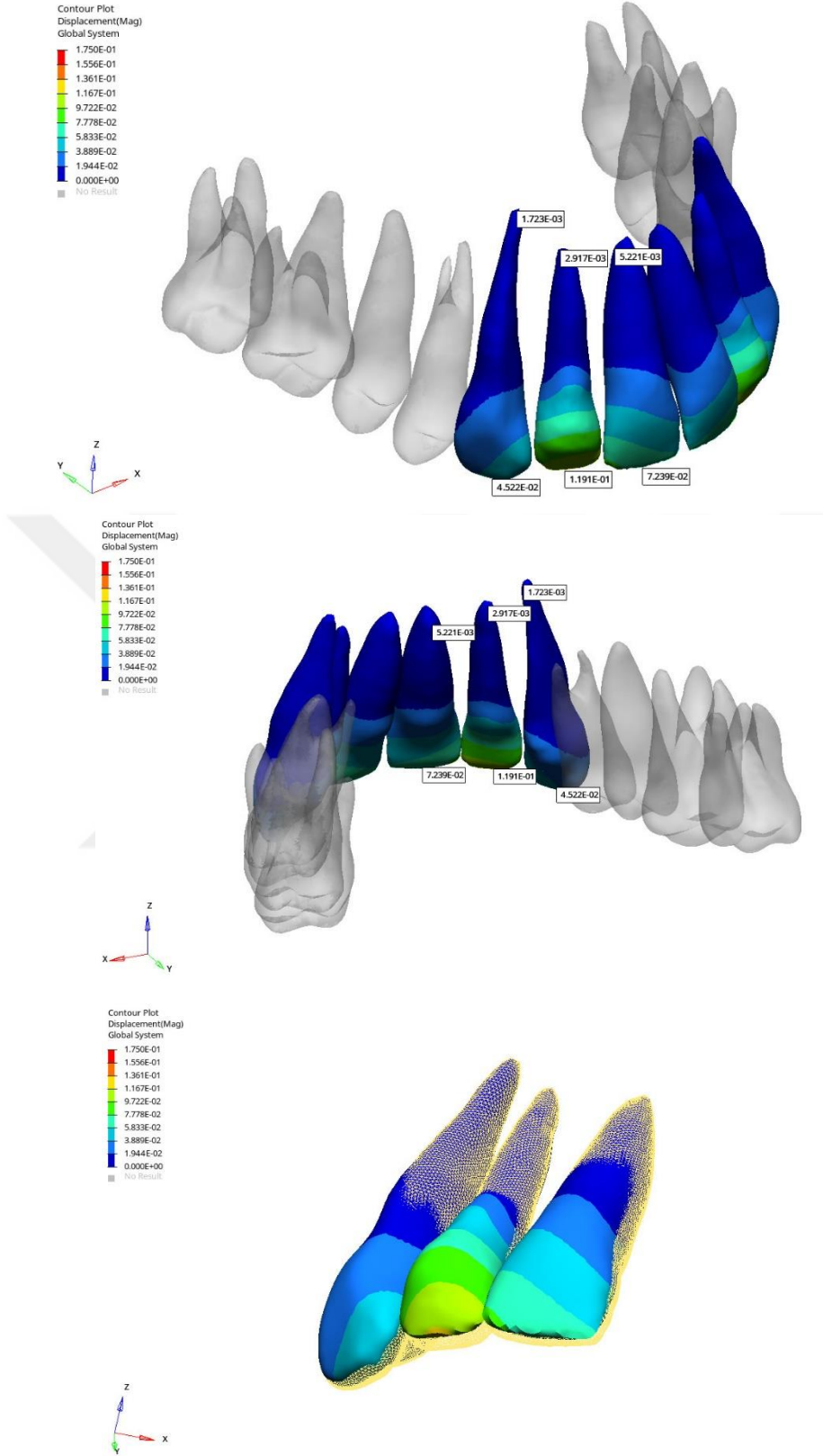
Çalışmaya ait bulgular değerlendirildiğinde 13 numaralı diş kökünde krona kıyasla bileşke yer değiştirme miktarlarının tüm senaryolarda daha düşük değerlere sahip olduğu görülmüştür. Senaryolara ait kök bileşke yer değiştirmeleri en yüksekten en düşüğe doğru incelendiğinde bileşke yer değiştirmenin senaryo 5'te 0,00569 mm, senaryo 3'te 0,00402 mm, senaryo 4'te 0,00388 mm, senaryo 1'de 0,00244 mm ve senaryo 2 için de 0,00172 mm olduğu tespit edilmiştir (tablo 4.1).

- **Kronda Görülen Bileşke Yer Değiştirme Bulguları**

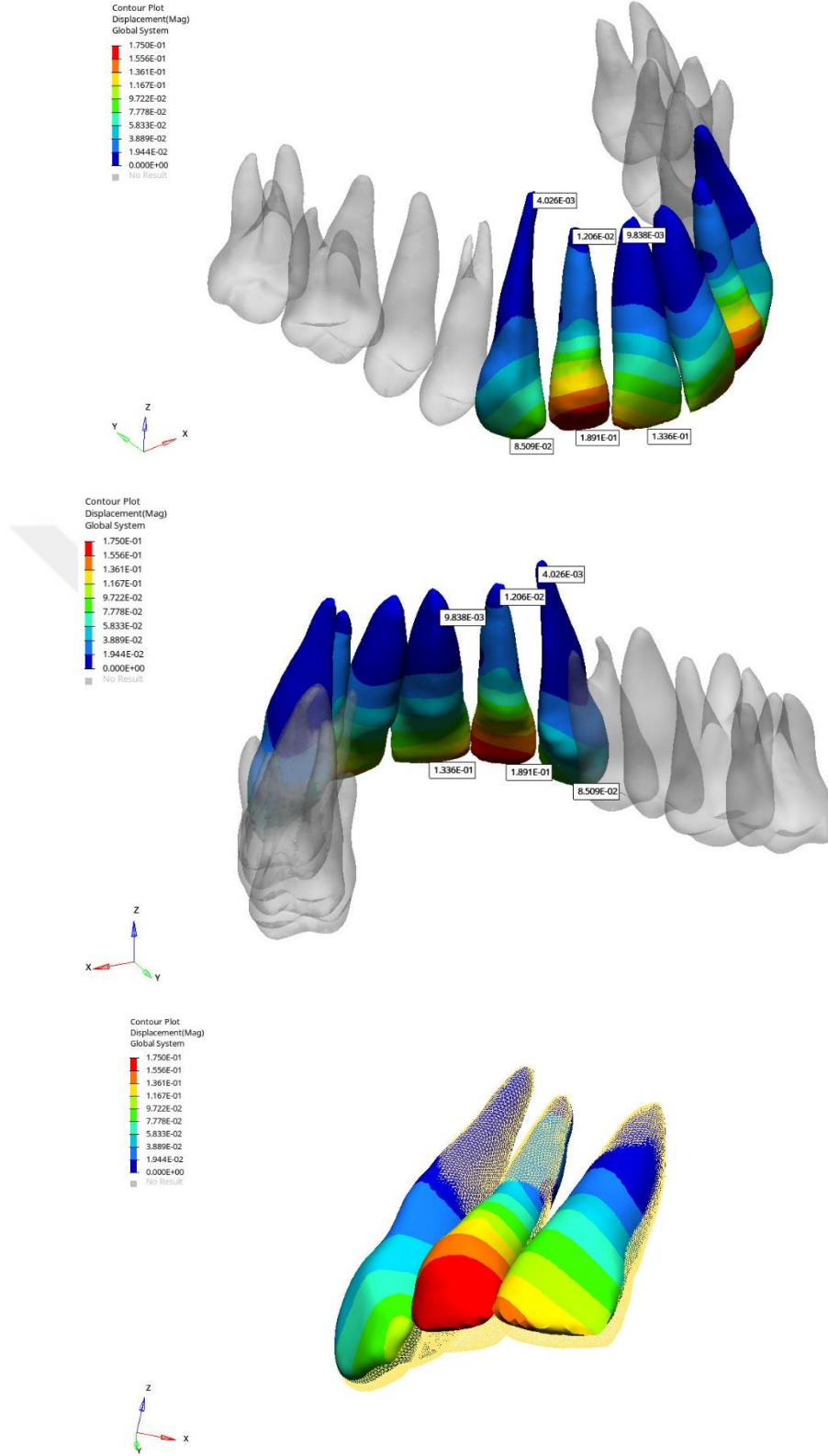
13 numaralı dişe ait bulgular doğrultusunda kronda diş köküne kıyasla bileşke yer değiştirme miktarlarının tüm senaryolarda daha yüksek değerlere sahip olduğu görülmüştür. Senaryolara ait kron bileşke yer değiştirmeleri karşılaştırıldığında en yüksek değer senaryo 5'te ölçülmüştür (0,136 mm). En düşük bileşke yer değiştirme değeri ise senaryo 2'ye aittir (0,0452 mm, Tablo 4.1).



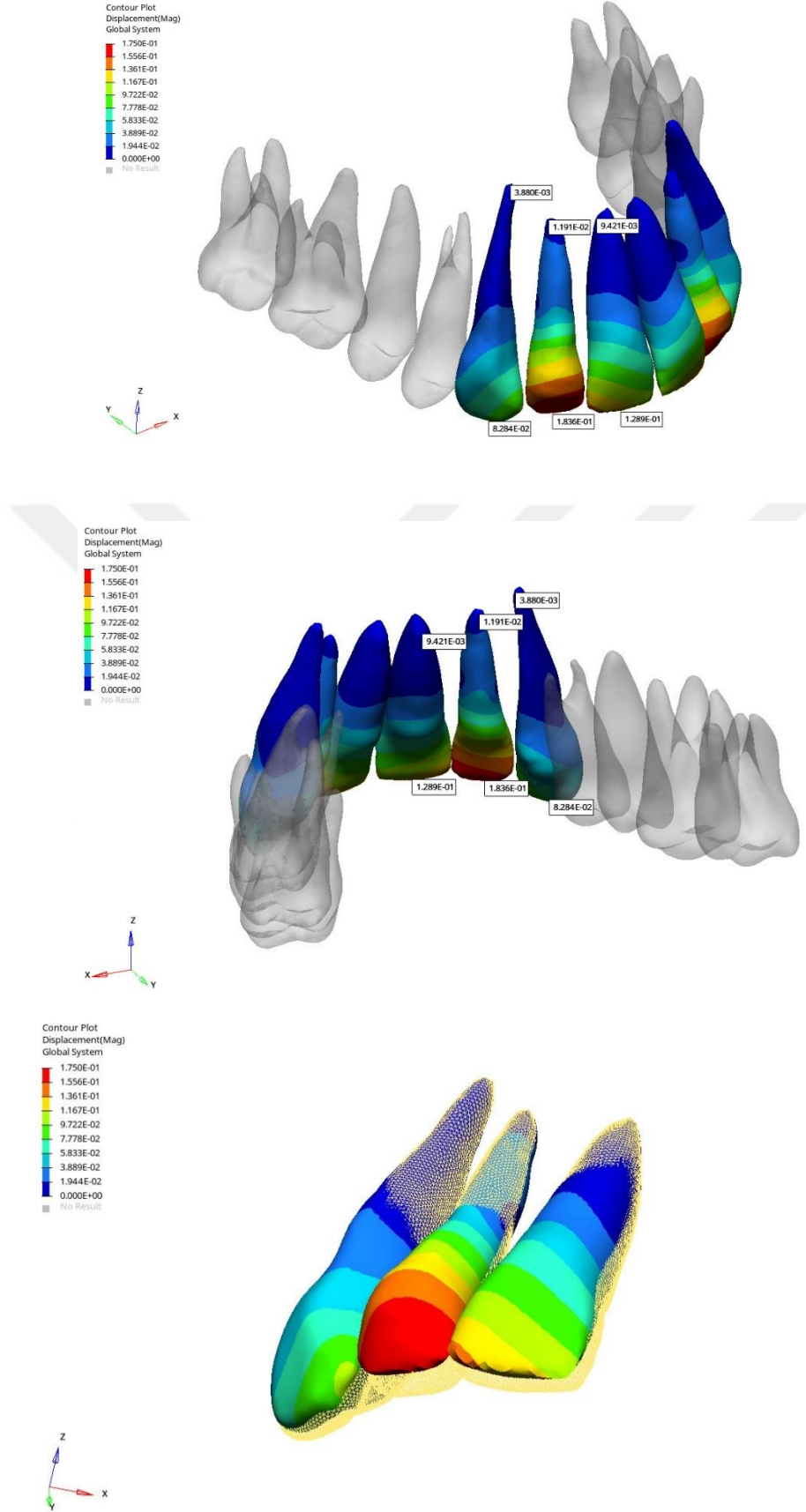
Şekil 4. 1. Senaryo 1'e Ait Bileşke Yer Değiştirme Renk Haritaları



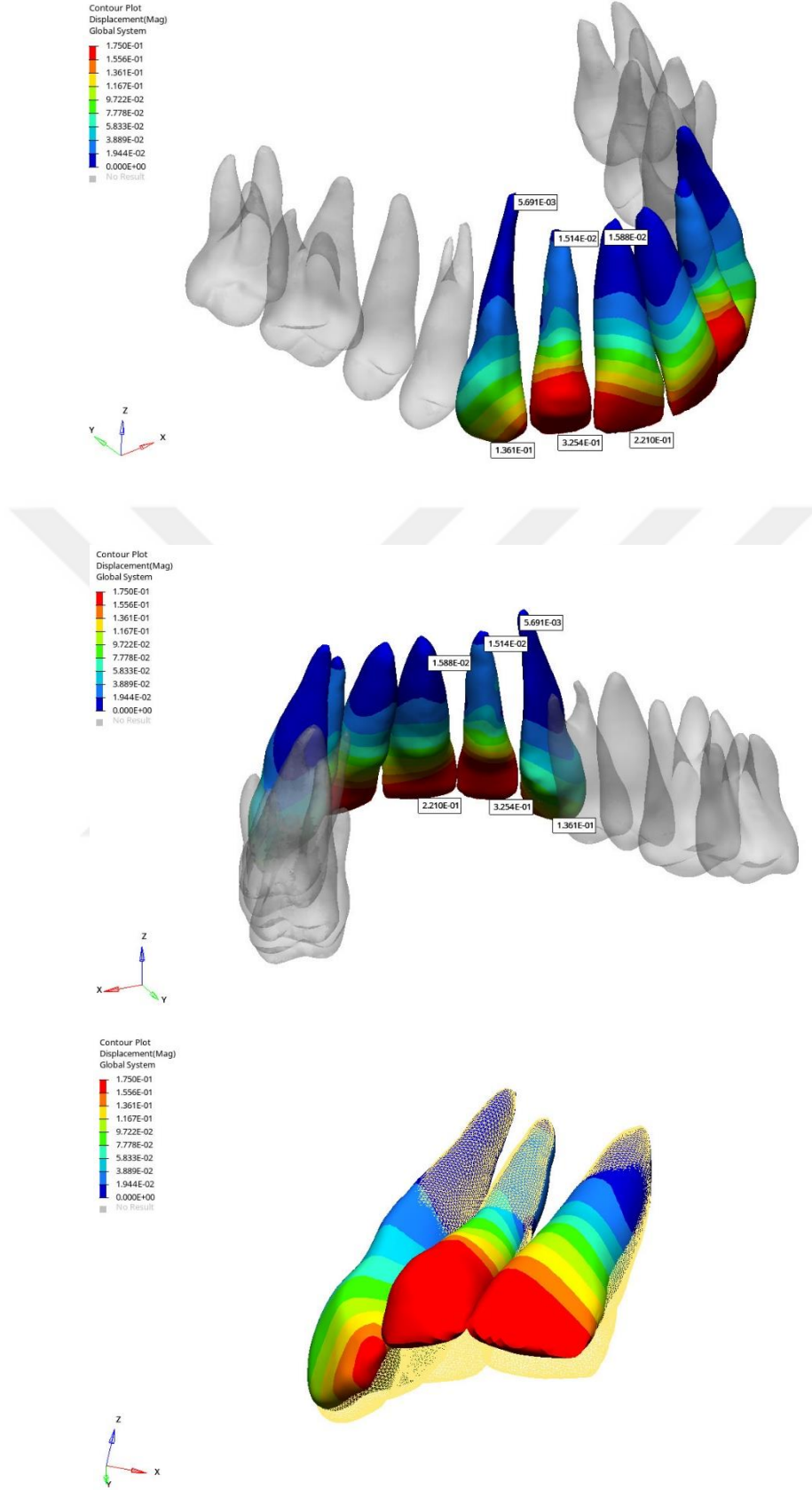
Şekil 4. 2. Senaryo 2'ye Ait Bileşke Yer Değiştirme Renk Haritaları



Şekil 4. 3. Senaryo 3'e Ait Bileşke Yer Değiştirme Renk Haritaları



Şekil 4. 4. Senaryo 4'e Ait Bileşke Yer Değiştirme Renk Haritaları



Şekil 4. 5. Senaryo 5'e Ait Bileşke Yer Değiştirme Renk Haritaları

4.2.X Ekseni Yer Değiştirme Bulguları

Çalışmamızda santral, lateral ve kanin dişler için meziodistal yönlü hareket x ekseni ile üzerinde ifade edilmektedir. İncelenen dişlerin kron ve köklerinin mezial yönlü hareketi ilgili koordinat düzleminde +x değeri ile belirtilirken, aynı kordinat sisteminde distal yöndeki devrilmeler -x değeri ile gösterilmektedir. Tablo 4.2’de uygulanan senaryolar sonucunda araştırma kapsamındaki dişlerin kron ve köküne ait meziodistal yönlü hareket bulguları yer almaktadır.



Tablo 4. 2. Farklı senaryolardaki 11, 12 ve 13 numaralı dişlerin kron ve köklerine ait X eksenli yer değiştirme değerleri

DİŞLER	SENARYOLAR	X EKSENİ YER DEĞİŞTİRME DEĞERLERİ	
		KRON	KÖK
13	Senaryo 1	-3,30E-02	1,11E-03
	Senaryo 2	-2,43E-02	8,36E-04
	Senaryo 3	-4,37E-02	2,18E-03
	Senaryo 4	-4,24E-02	2,11E-03
	Senaryo 5	-7,29E-02	2,99E-03
12	Senaryo 1	-7,52E-02	1,60E-03
	Senaryo 2	-6,51E-02	1,28E-03
	Senaryo 3	-1,02E-01	4,15E-03
	Senaryo 4	-9,93E-02	4,05E-03
	Senaryo 5	-1,76E-01	5,33E-03
11	Senaryo 1	-5,51E-02	2,26E-03
	Senaryo 2	-4,13E-02	1,62E-03
	Senaryo 3	-7,57E-02	4,09E-03
	Senaryo 4	-7,23E-02	3,92E-03
	Senaryo 5	-1,19E-01	5,73E-03

Senaryo 1: 0,75 mm uniform kalınlıkta termoform plak tasarımı; **Senaryo 2:** 0,5 mm uniform kalınlıkta TA-28 reçine ile direkt üretim plak tasarımı; **Senaryo 3:** Labiokingival bölgede 0,9 mm kalınlığa sahip TA-28 reçine ile direkt üretim plak tasarımı; **Senaryo 4:** Labiokingival bölgede 0,9 mm kalınlığa sahip Dental LT reçine ile direkt üretim plak tasarımı; **Senaryo 5:** Labiokingival ve palatoinsizal bölgede 0,9 mm kalınlığa sahip TA-28 reçine ile direkt üretim plak tasarımı. **E:** Exponent gösterim, sayıyı üstlü olarak ifade etmek amacıyla kullanılmaktadır. Mezial yönlü hareket ilgili koordinat düzleminde +x değerleri ile belirtilirken, aynı kordinat sisteminde distal yöndeki devrilmeler -x değerleri ile gösterilmektedir.

12 Numaralı Dişin Meziodistal Yönlü Hareketine Ait Bulgular

- **Kökte Görülen Meziodistal Hareket Bulguları**

Elde edilen veriler doğrultusunda tüm senaryolarda 12 numaralı diş kökünde mezial yönde devrilme hareketi görülmüştür. Senaryolara ait kök devrilme miktarları en yüksekte en düşüğe doğru incelendiğinde senaryo 5 in sapma miktarının mezial yönde 0,00533 mm, senaryo 3'ün 0,00415 mm, senaryo 4'ün 0,00405 mm, senaryo 1'in 0,0016 mm ve senaryo 2'nin de 0,00128 mm olduğu tespit edilmiştir (tablo 4.2).

- **Kronda Görülen Meziodistal Hareket Bulguları**

Çalışmada elde edilen veriler doğrultusunda uygulanan tüm senaryolarda 12 numaralı dişin hareketleri incelendiğinde kronun x eksenini üzerinde distal yönde hareket ettiği gözlemlenmiştir. Dişin kronuna ait bulgular karşılaştırıldığında en fazla distal yönlü sapma değeri senaryo 5'te bulunmuştur (0,176 mm). Bunu sırası ile senaryo 3,4 ve 1 takip etmektedir (0,102 mm, 0,0993 mm, 0,0752 mm, sırasıyla). En düşük değer ise senaryo 2 de ölçülmüştür (0,0651 mm, Tablo 4.2).

11 Numaralı Dişin Meziodistal Yönlü Hareketine Ait Bulgular

- **Kökte Görülen Meziodistal Hareket Bulguları**

Tablo 4.2'deki bulgular değerlendirildiğinde tüm senaryolar için 11 numaralı dişin kökünde x eksenini üzerinde mezial yönlü hareket görülmüştür. İlgili dişin köküne ait bulgular karşılaştırıldığında en fazla mezial yönlü sapma değeri senaryo 5'te (0,00573 mm) ve en düşük bileşke yer değiştirme değeri ise senaryo 2 de bulunmuştur (0,00162 mm, Tablo 4.2). Senaryo 3'te görülen sapma değeri 0,00409 mm iken, senaryo 4 için 0,00392 mm, senaryo 1 için ise 0,00226 mm olarak tespit edilmiştir.

- **Kronda Görülen Meziodistal Hareket Bulguları**

Elde edilen veriler doğrultusunda tüm senaryolar için 11 numaralı diş kronunda x eksenini üzerinde distal yönlü hareket gözlenmiştir. Senaryolara ait kronun distal yönde hareket miktarı karşılaştırıldığında en yüksek değer senaryo 5'te ölçülmüştür (0,119 mm). En düşük değer ise senaryo 2 için kaydedilmiştir (0,0413 mm, Tablo 4.2).

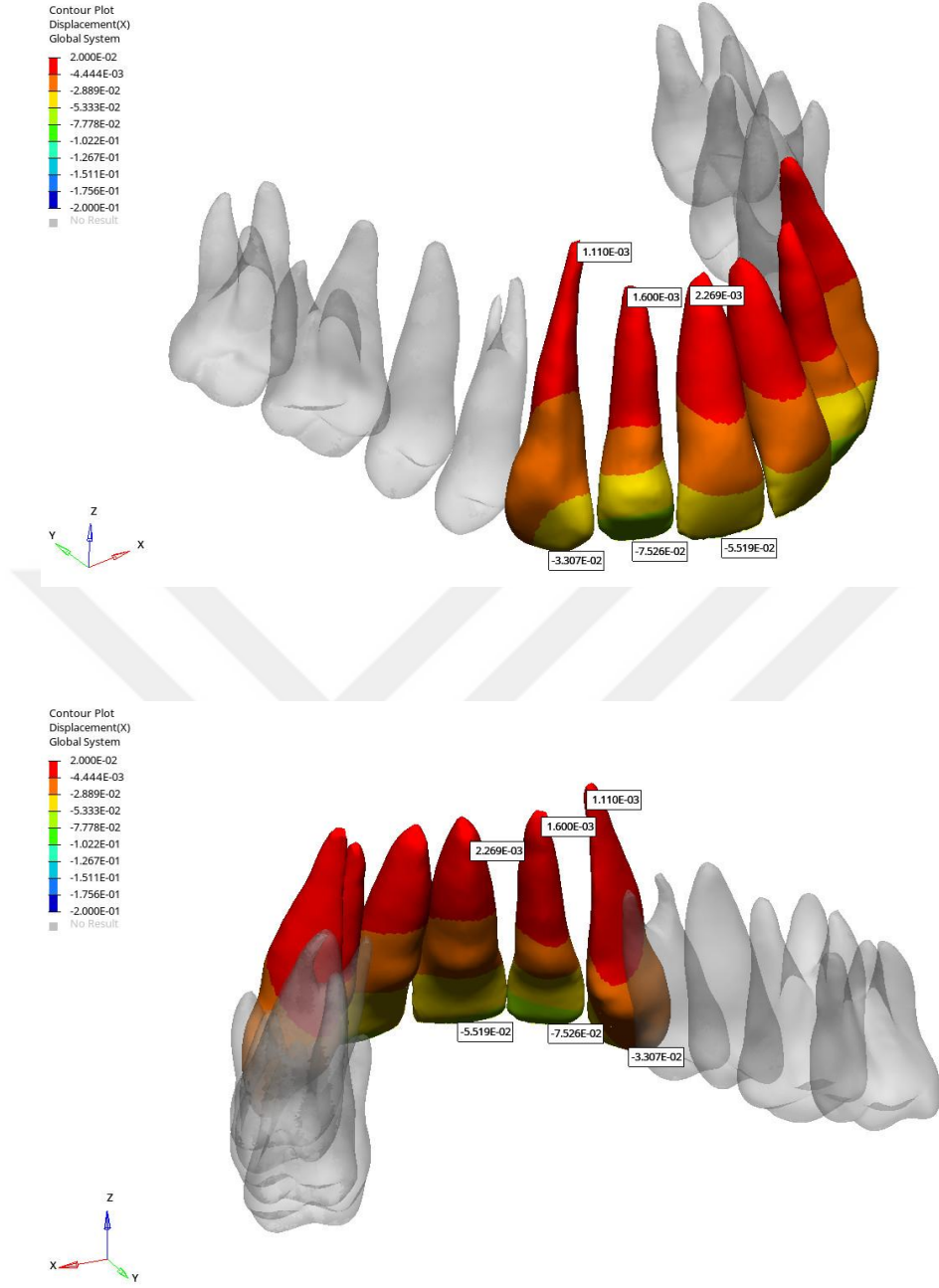
13 Numaralı Dişin Meziyodistal Yönlü Hareketine Ait Bulgular

- **Kökte Görülen Meziyodistal Hareket Bulguları**

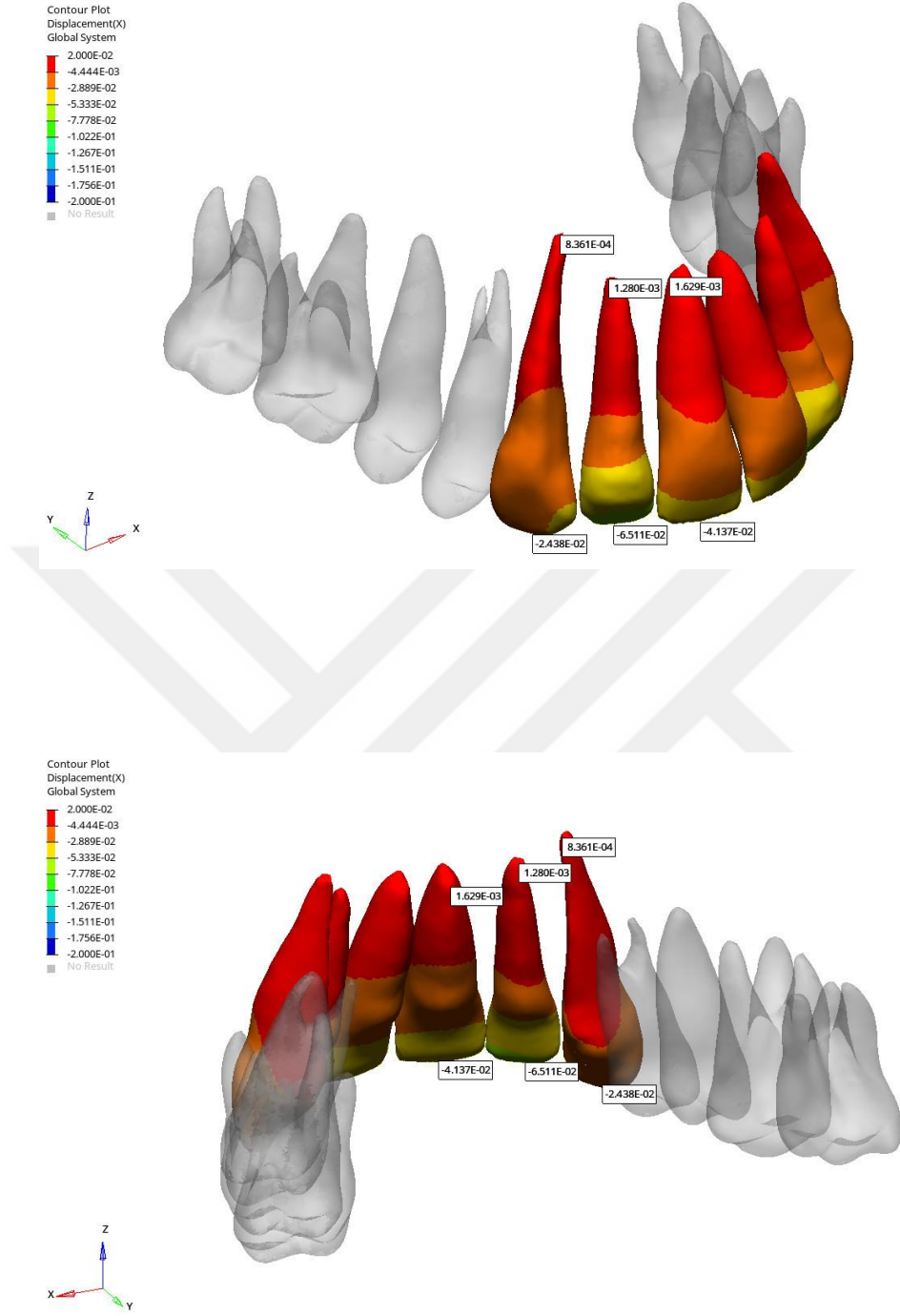
Tablo 4.2'deki bulgular değerlendirildiğinde tüm senaryolar için 13 numaralı dişe ait kökün x eksenini üzerinde mezial yönde sapma gösterdiği bulunmuştur. 13 numaralı diş için köke ait bulgular karşılaştırıldığında en fazla mezial yönde sapma değeri senaryo 5'te bulunmuştur (0,00299 mm). Bunu sırası ile senaryo 3,4 ve 1 takip etmektedir (0,00218 mm 0,00211 mm, 0,00111 mm, sırasıyla). En düşük değer ise senaryo 2 de ölçülmüştür (0,00083 mm, Tablo 4.2).

- **Kronda Görülen Meziyodistal Hareket Bulguları**

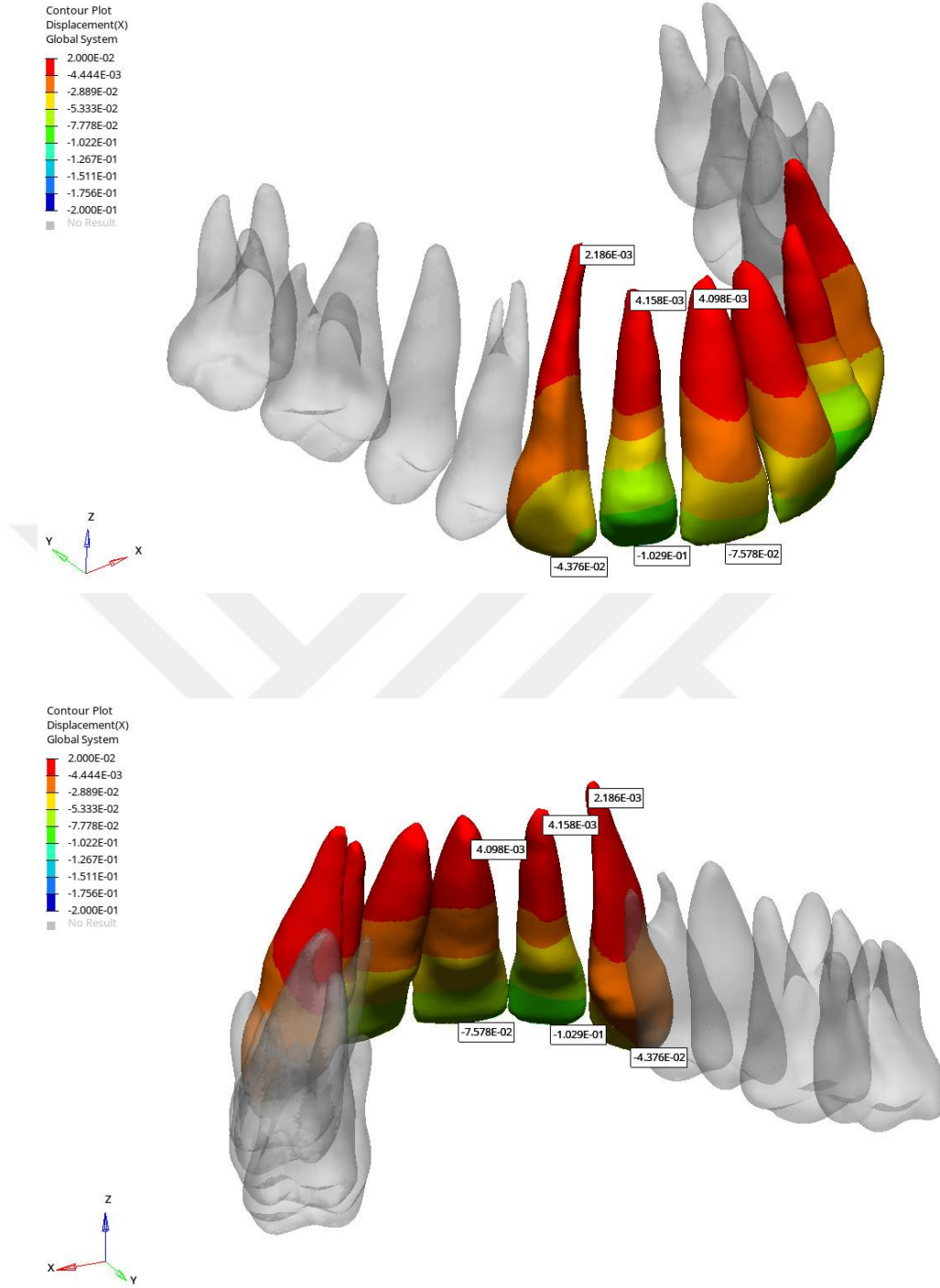
Çalışmaya ait bulgulara göre 13 numaralı dişin meziyodistal hareketi değerlendirildiğinde tüm senaryolarda kronda distal yönlü hareket gözlenmiştir. X eksenini üzerindeki hareket miktarı ölçüldüğünde en yüksek değer distal yönde senaryo 5 için kaydedilmiştir (0,0729 mm). En düşük değer ise senaryo 2'ye aittir (0,0243 mm, Tablo 4.2).



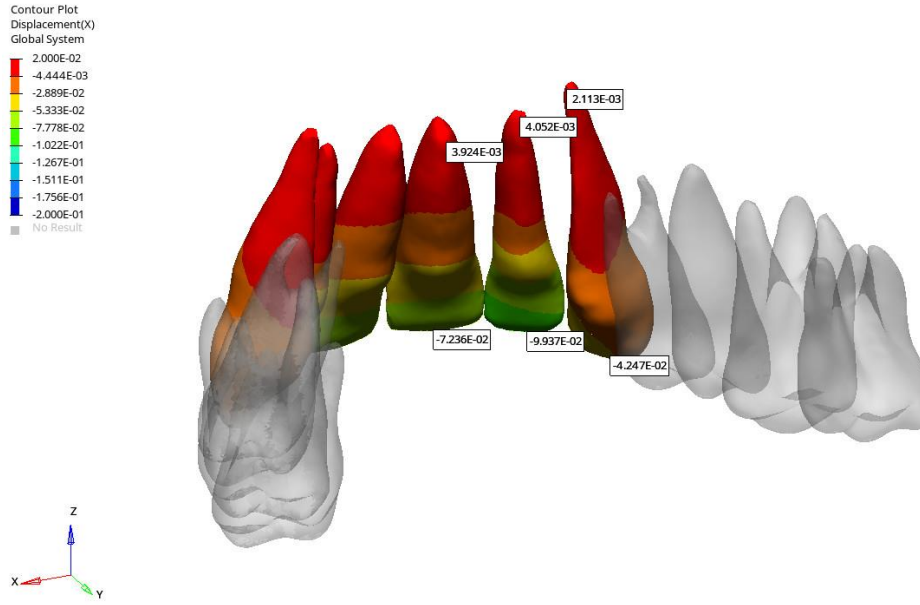
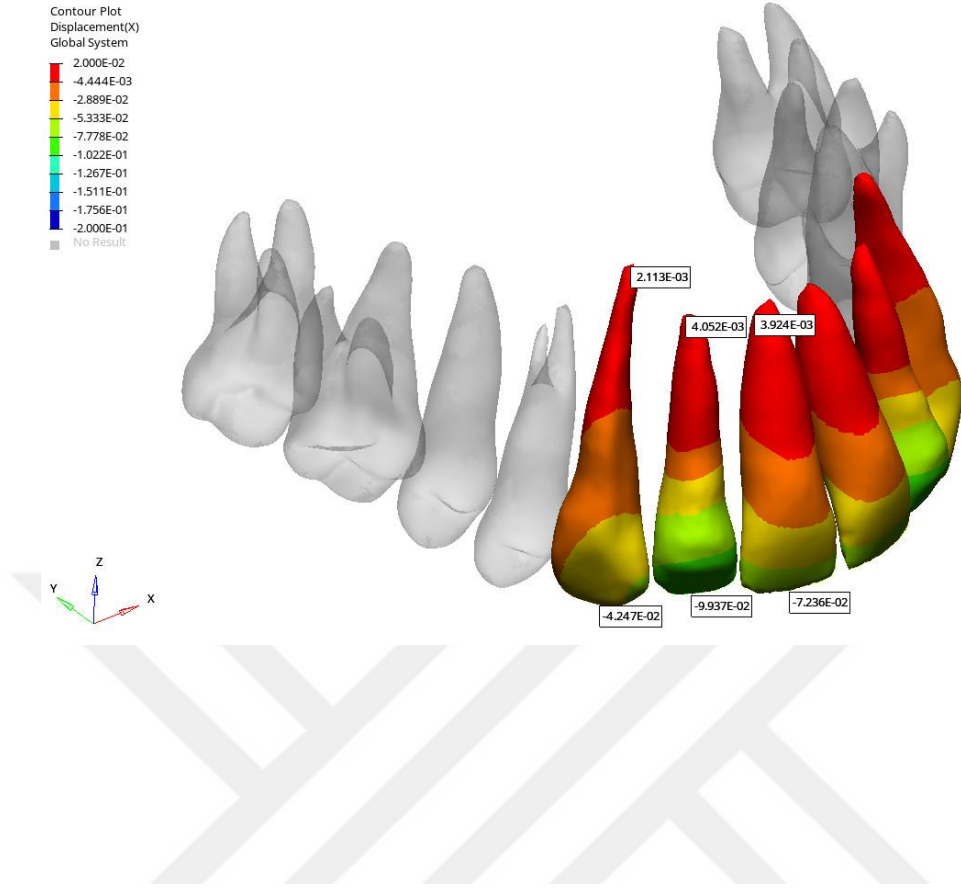
Şekil 4. 6. Senaryo 1'e Ait X Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları



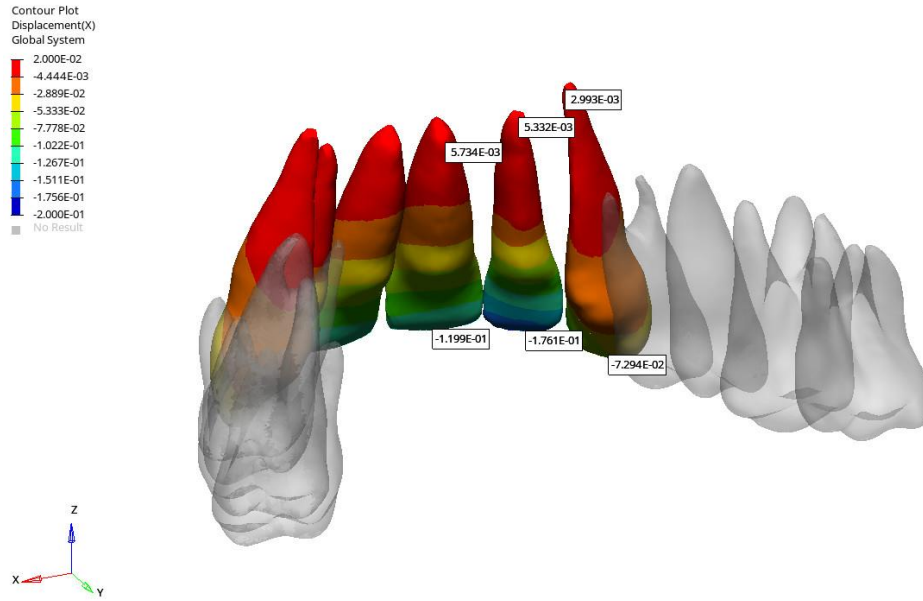
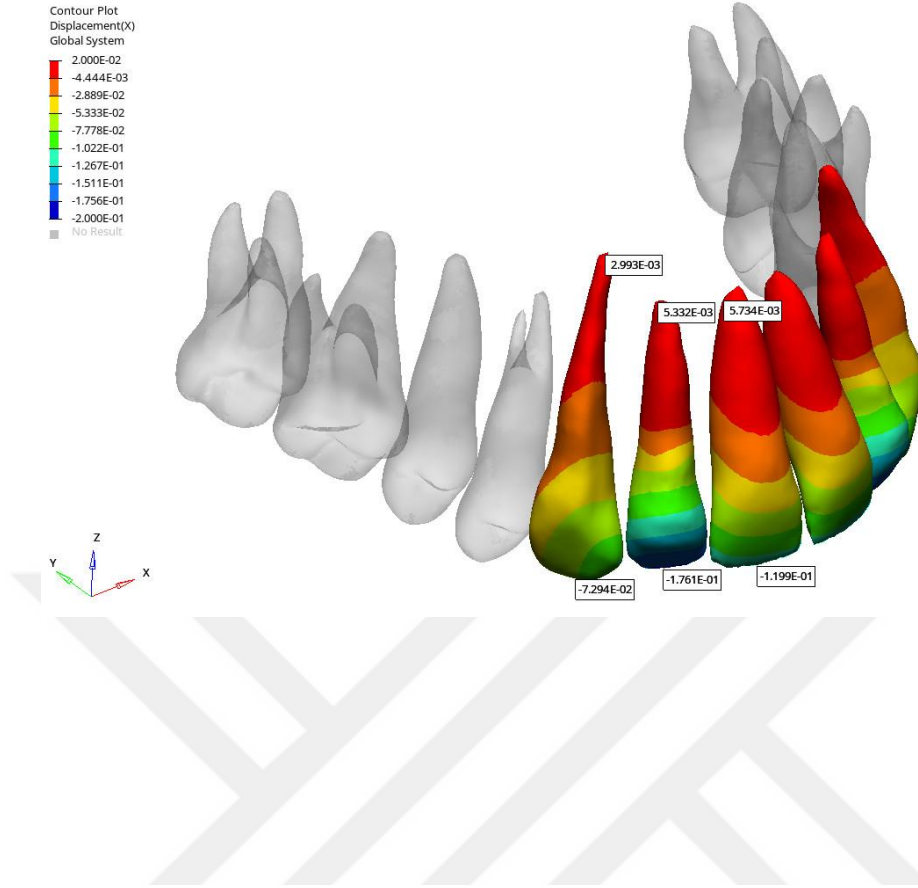
Şekil 4. 7. Senaryo 2'ye Ait X Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları



Şekil 4. 8. Senaryo 3'e Ait X Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları



Şekil 4. 9. Senaryo 4'e Ait X Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları



Şekil 4. 10. Senaryo 5'e Ait X Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları

4.3.Y Eksenî Yer Değiştirme Bulguları

Çalışmada yer alan santral, lateral ve kanin dişlere ait bukkopalatinal yönlü hareketler, y eksenî referans alınarak değerlendirilmiştir. İlgili koordinat sistemine göre, +y yönü palatinal, –y yönü ise bukkal yönü temsil etmektedir. Tork hareketinin etkilerini incelemeye yönelik bu çalışmada, dişlerin özellikle y eksenî üzerindeki yer değiştirme değerleri, uygulanan tork kuvvetinin doğrudan bir yansıması olarak kabul edilmiştir. Bu nedenle, analiz sonuçlarında y eksenindeki vektörel hareketler, çalışmanın en önemli bulgularını oluşturmaktadır ve senaryolar arasındaki farkların yorumlanmasında temel parametre olarak dikkate alınmıştır.



Tablo 4. 3. Farklı senaryolardaki 11, 12 ve 13 numaralı dişlerin kron ve köklerine ait Y eksenli yer değiştirme değerleri

DİŞLER	SENARYOLAR	Y EKSENİ YER DEĞİŞTİRME DEĞERLERİ	
		KRON	KÖK
13	Senaryo 1	-4,23E-02	1,00E-03
	Senaryo 2	-3,50E-02	7,82E-04
	Senaryo 3	-6,74E-02	2,27E-03
	Senaryo 4	-6,57E-02	2,20E-03
	Senaryo 5	-1,06E-01	3,07E-03
12	Senaryo 1	-1,05E-01	3,09E-03
	Senaryo 2	-9,30E-02	2,57E-03
	Senaryo 3	-1,48E-01	1,12E-02
	Senaryo 4	-1,44E-01	1,12E-02
	Senaryo 5	-2,59E-01	3,39E-02
11	Senaryo 1	-7,12E-02	4,28E-03
	Senaryo 2	-5,54E-02	3,18E-03
	Senaryo 3	-1,02E-01	5,81E-03
	Senaryo 4	-9,92E-02	5,52E-03
	Senaryo 5	-1,73E-01	9,80E-03

Senaryo 1: 0,75 mm uniform kalınlıkta termofom plak tasarımı; **Senaryo 2:** 0,5 mm uniform kalınlıkta TA-28 reçine ile direkt üretim plak tasarımı; **Senaryo 3:** Labiokingival bölgede 0,9 mm kalınlığa sahip TA-28 reçine ile direkt üretim plak tasarımı; **Senaryo 4:** Labiokingival bölgede 0,9 mm kalınlığa sahip Dental LT reçine ile direkt üretim plak tasarımı; **Senaryo 5:** Labiokingival ve palatoinsizal bölgede 0,9 mm kalınlığa sahip TA-28 reçine ile direkt üretim plak tasarımı. **E:** Exponent gösterim, sayıyı üstlü olarak ifade etmek amacıyla kullanılmaktadır. Tablodaki + değerler palatinal, – değerler ise bukkal yönü temsil etmektedir

12 Numaralı Dişin Bukkopalatinal Yönlü Hareketine Ait Bulgular

- **Kökte Görülen Bukkopalatinal Hareket Bulguları**

12 ve 22 nolu dişlere palatinal yönde 1°'lik tork hareketi uygulaması sonucunda tüm senaryolar için y eksenini üzerindeki kök hareket miktarının krona ait hareket miktarından daha az olduğu görülmüştür. 12 numaralı diş için kök torku uygulamasının etkilerine ait Tablo 4.3'teki bulgular değerlendirildiğinde en fazla kök hareket değeri senaryo 5'te (0,0339 mm) ve en düşük kök yer değiştirme değeri ise senaryo 2'de bulunmuştur (0,00257 mm, Tablo 4.3). Senaryo 3 ve 4 için bu değer benzerlik göstermiş ve 0,0112 mm olarak ölçülmüştür. Senaryo 1'e ait palatinal yönlü kök hareket miktarı ise 0,00309 mm olarak tespit edilmiştir.

- **Krona Görülen Bukkopalatinal Hareket Bulguları**

Tablo 4.3'teki bulgular değerlendirildiğinde tüm senaryolar için kronun y eksenini üzerinde bukkal yönde hareket ettiği ve yer değiştirme değerlerinin kök bulguları için kaydedilen değerlerden daha fazla olduğu görülmüştür. 12 numaralı diş için krona ait bulgular karşılaştırıldığında y eksenini üzerinde en fazla kron hareket değeri senaryo 5'te bulunmuştur (0,259 mm). Bunu sırası ile senaryo 3,4 ve 1 takip etmektedir (0,148 mm, 0,144 mm, 0,105 mm, sırasıyla). En düşük değer ise senaryo 2 de ölçülmüştür (0,093 mm, Tablo 4.3).

11 Numaralı Dişin Bukkopalatinal Yönlü Hareketine Ait Bulgular

- **Kökte Görülen Bukkopalatinal Hareket Bulguları**

Elde edilen veriler doğrultusunda uygulama noktasına komşu olan 11 numaralı diş kökünde y eksenini üzerinde palatinal yönde kök hareketleri gözlenmiştir. Kök hareketine ait yer değiştirme miktarlarının krona kıyasla tüm senaryolarda daha düşük değerlere sahip olduğu görülmüştür. Senaryolara ait kökün palatinal yöndeki yer değiştirmeleri değerleri en yüksekten en düşüğe doğru incelendiğinde senaryo 5 için 0,0098 mm, senaryo 3 için 0,00581 mm, senaryo 4 için 0,00552 mm, senaryo 1 için 0,00428 mm ve senaryo 2 için ise 0,00318 mm olarak ölçülmüştür (Tablo 4.3).

- **Kronda Görülen Bukkopalatinal Hareket Bulguları**

11 numaralı dişe ait veriler değerlendirildiğinde y eksenini üzerinde kronda bukkal yönde hareket gözlenmiştir. Tüm senaryolarda y eksenini üzerinde kronun yer değiştirme miktarı kök değerlerine kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Senaryolara ait kronun bukkal yöndeki yer değiştirmeleri karşılaştırıldığında en yüksek değer senaryo 5'te ölçülmüştür (0,173 mm). En düşük bileşke yer değiştirme değeri ise senaryo 2'ye aittir (0,0554 mm, Tablo 4.3).

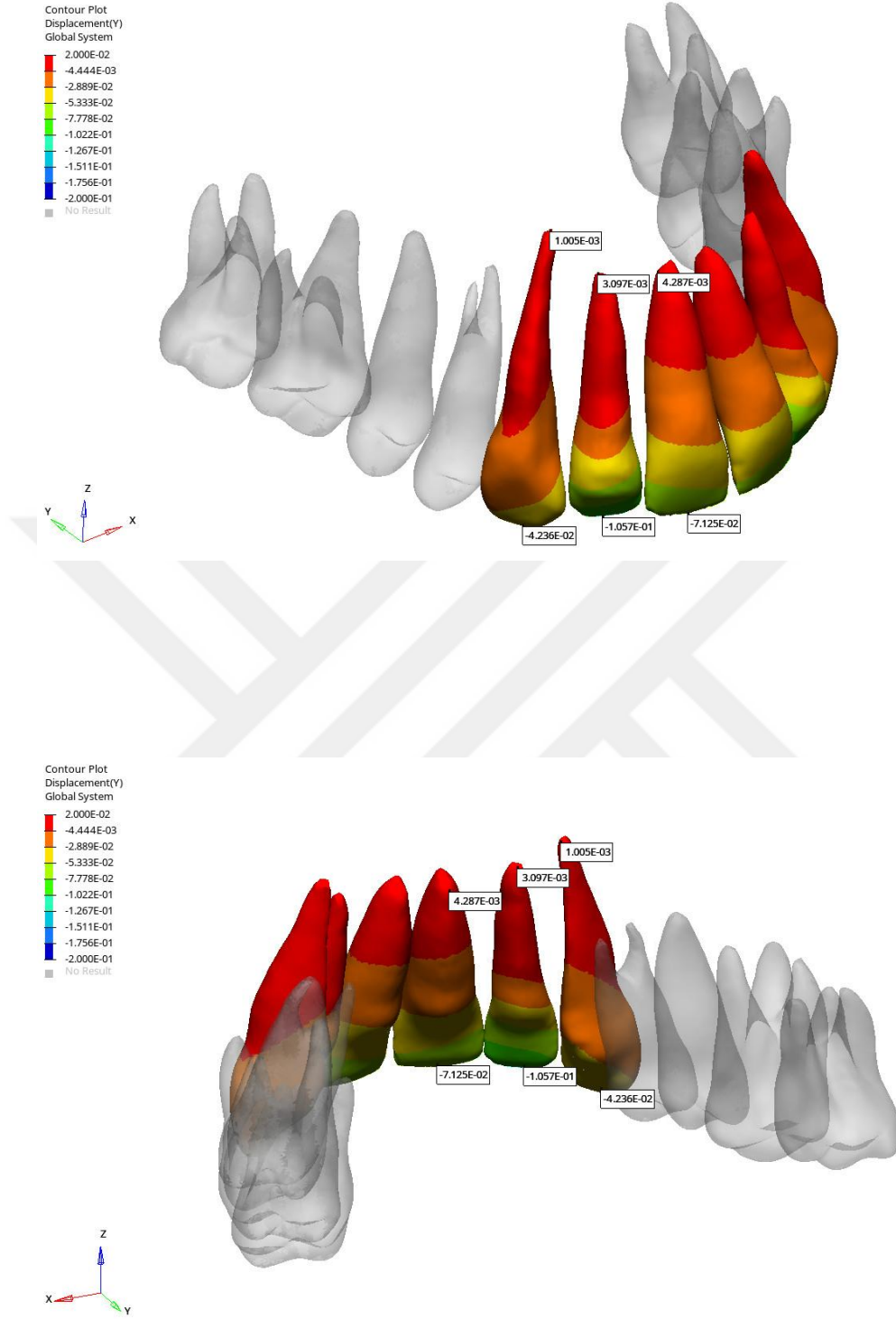
13 Numaralı Dişin Bukkopalatinal Yönlü Hareketine Ait Bulgular

- **Kökte Görülen Bukkopalatinal Hareket Bulguları**

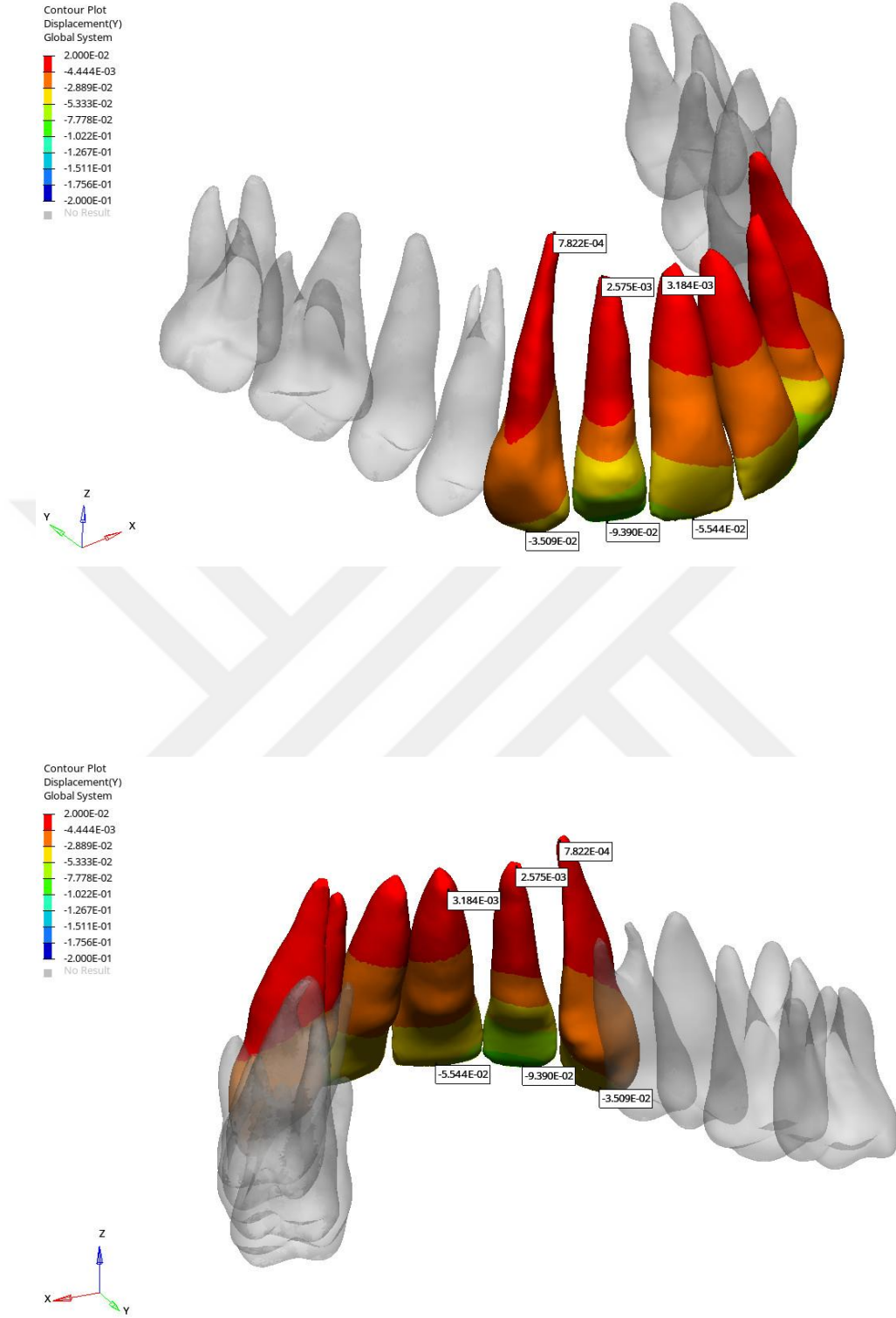
Tablo 4.3'teki bulgular değerlendirildiğinde uygulama noktasına komşu olan 13 numaralı diş kökünde y eksenini üzerinde palatinal yönde kök hareketleri gözlenmiştir. Kök hareketine ait yer değiştirme miktarlarının krona kıyasla tüm senaryolarda daha düşük değerlere sahip olduğu görülmüştür. 13 numaralı diş için köke ait bulgular karşılaştırıldığında en fazla yer değiştirme değeri senaryo 5'te bulunmuştur (0,00307 mm). Bunu sırası ile senaryo 3,4 ve 1 takip etmektedir (0,00227 mm, 0,0022 mm, 0,001 mm, sırasıyla). En düşük değer ise senaryo 2 de ölçülmüştür (0,000782 mm, Tablo 4.3).

- **Kronda Görülen Bukkopalatinal Hareket Bulguları**

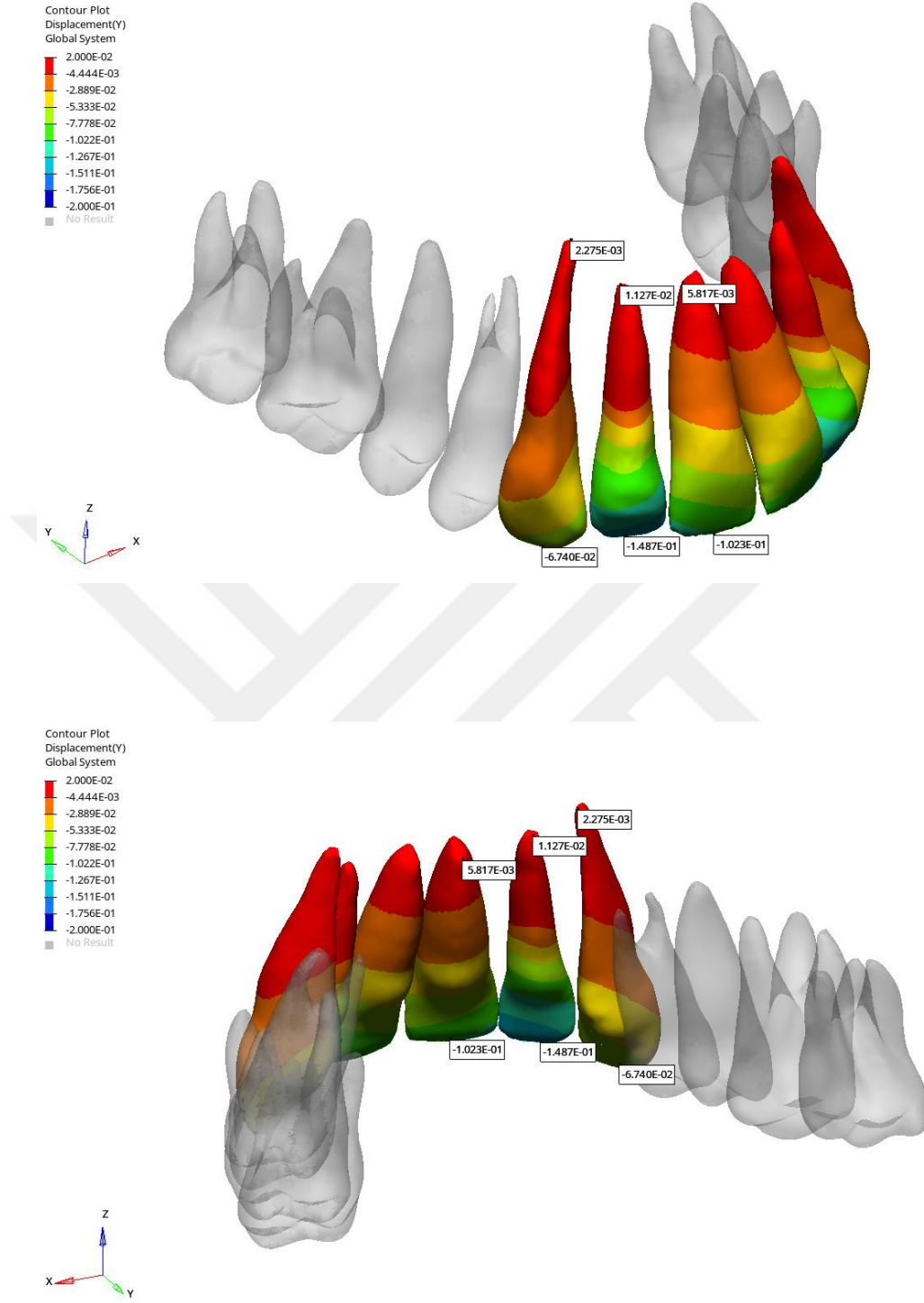
Elde edilen veriler doğrultusunda 13 numaralı diş kronunda köke kıyasla y eksenini üzerinde bukkal yönlü hareket miktarlarının tüm senaryolarda daha yüksek değerlere sahip olduğu görülmüştür. Senaryolara ait kron yer değiştirmeleri en yüksekten en düşüğe doğru incelendiğinde senaryo 5'in hareket miktarının bukkal yönde 0,106 mm, senaryo 3'ün 0,0674 mm, senaryo 4'ün 0,0657 mm, senaryo 1'in 0,0423 mm ve senaryo 2'nin de 0,0350 mm olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.3).



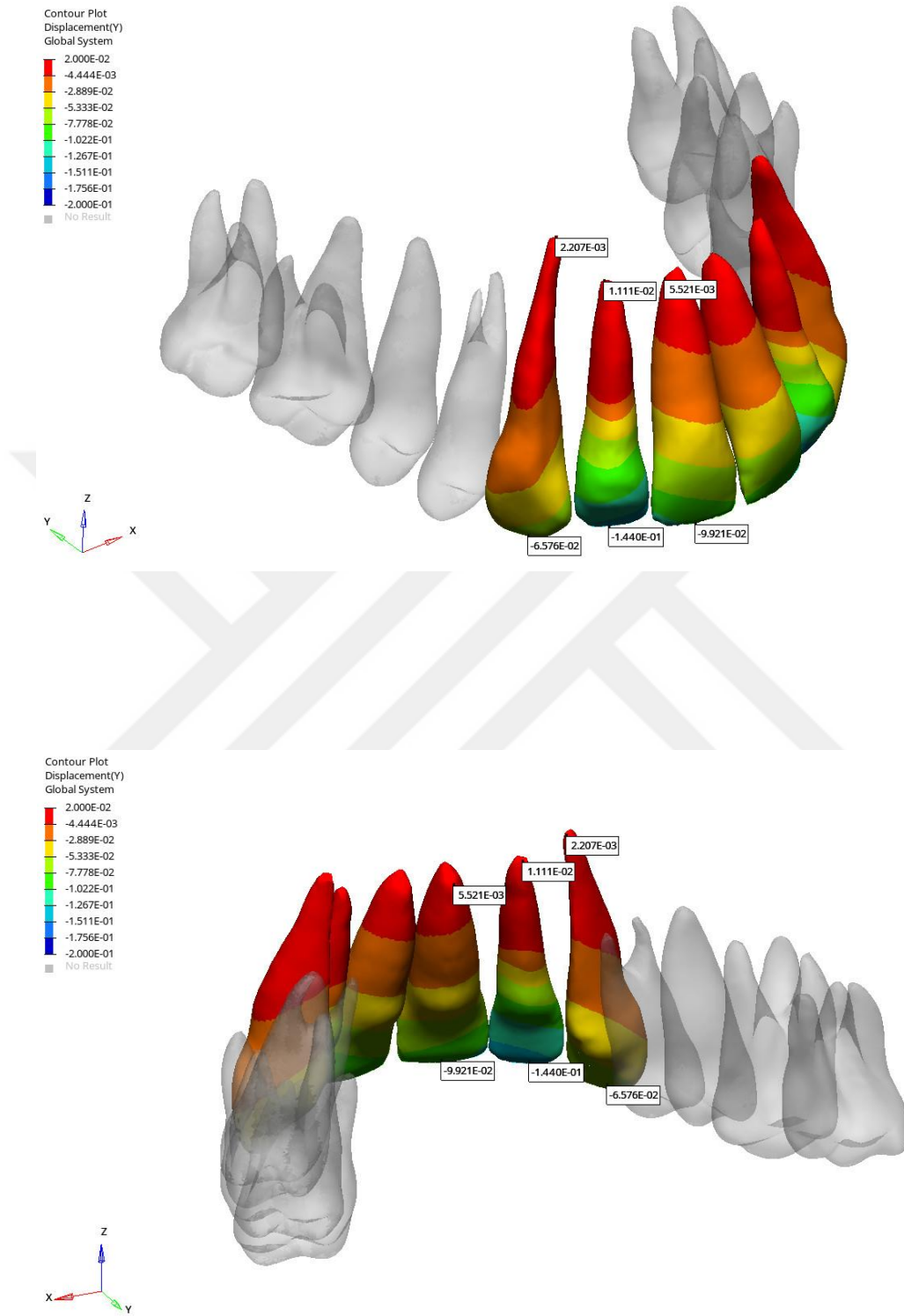
Şekil 4. 11. Senaryo 1'e Ait Y Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları



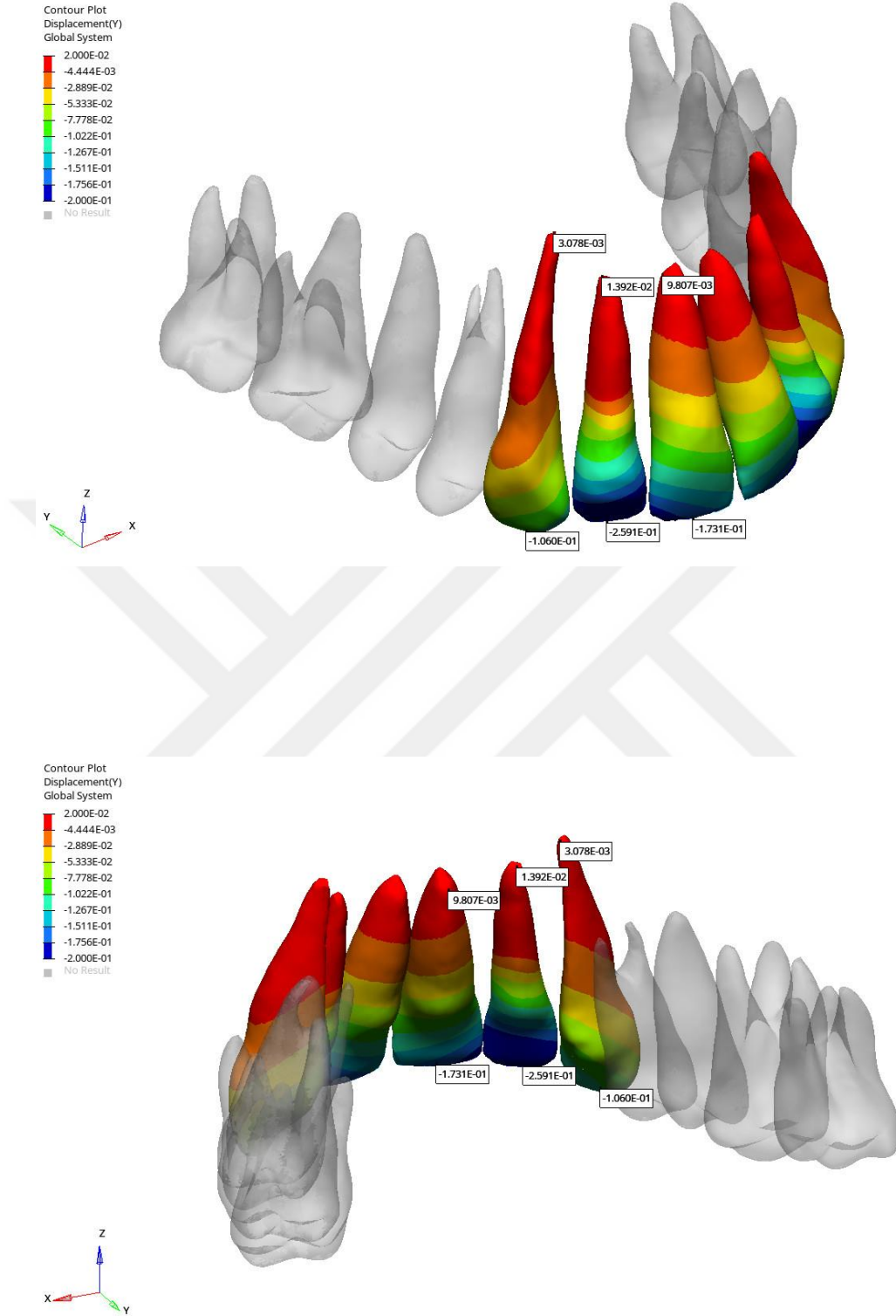
Şekil 4. 12. Senaryo 2'ye Ait Y Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları



Şekil 4. 13. Senaryo 3'e Ait Y Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları



Şekil 4. 14. Senaryo 4'e Ait Y Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları



Şekil 4. 15. Senaryo 5'e Ait Y Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları

4.4.Z Ekseni Yer Değiştirme Bulguları

Çalışmamızda santral, lateral ve kanin dişler için insizal ve apikal yönlü hareket z ekseni ile üzerinde ifade edilmektedir. İncelenen dişlerin kron ve köklerinin apikal yönlü hareketi ilgili koordinat düzleminde +z değerleri ile belirtilirken, aynı koordinat sisteminde insizal yöndeki hareketler -z değerleri ile gösterilmektedir. Tablo 4.4'te uygulanan senaryolar sonucunda araştırma kapsamındaki dişlerin kron ve köküne ait insizoapikal yönlü hareket bulguları yer almaktadır.



Tablo 4. 4. Farklı senaryolardaki 11, 12 ve 13 numaralı dişlerin kron ve köklerine ait Z eksenli yer değiştirme değerleri

DİŞLER	SENARYOLAR	Z EKSENİ YER DEĞİŞTİRME DEĞERLERİ	
		KRON	KÖK
13	Senaryo 1	1,93E-02	1,93E-03
	Senaryo 2	1,47E-02	1,28E-03
	Senaryo 3	2,79E-02	2,50E-03
	Senaryo 4	2,71E-02	2,39E-03
	Senaryo 5	4,41E-02	3,73E-03
12	Senaryo 1	3,93E-02	1,06E-03
	Senaryo 2	3,34E-02	4,91E-04
	Senaryo 3	5,53E-02	1,06E-03
	Senaryo 4	5,57E-02	1,39E-03
	Senaryo 5	8,80E-02	2,67E-03
11	Senaryo 1	2,67E-02	-5,57E-03
	Senaryo 2	2,13E-02	-3,80E-03
	Senaryo 3	4,05E-02	-6,79E-03
	Senaryo 4	3,91E-02	-6,54E-03
	Senaryo 5	6,71E-02	-1,10E-02

Senaryo 1: 0,75 mm uniform kalınlıkta termoform plak tasarımı; **Senaryo 2:** 0,5 mm uniform kalınlıkta TA-28 reçine ile direkt üretim plak tasarımı; **Senaryo 3:** Labiokingival bölgede 0,9 mm kalınlığa sahip TA-28 reçine ile direkt üretim plak tasarımı; **Senaryo 4:** Labiokingival bölgede 0,9 mm kalınlığa sahip Dental LT reçine ile direkt üretim plak tasarımı; **Senaryo 5:** Labiokingival ve palatoinsizal bölgede 0,9 mm kalınlığa sahip TA-28 reçine ile direkt üretim plak tasarımı. **E:** Exponent gösterim, sayıyı üstlü olarak ifade etmek amacıyla kullanılmaktadır. Apikal yönlü hareketi ilgili koordinat düzleminde +z değerleri ile belirtilirken, aynı koordinat sisteminde insizal yöndeki hareketler -z değerleri ile gösterilmektedir.

12 Numaralı Dişin Gingivoapikal Yönlü Hareketine Ait Bulgular

- **Kökte Görülen Gingivoapikal Hareket Bulguları**

Tablo 4.4'teki bulgular değerlendirildiğinde tüm senaryolar için 12 numaralı diş ait kökün z eksenini üzerinde apikal yönde sapma gösterdiği bulunmuştur. 12 numaralı diş için köke ait bulgular karşılaştırıldığında z ekseninde en fazla apikal yönde sapma değeri senaryo 5'te bulunmuştur (0,00267 mm). En düşük değer ise senaryo 2 de ölçülmüştür (0,000491 mm, Tablo 4.4).

- **Kronda Görülen Gingivoapikal Hareket Bulguları**

Elde edilen veriler doğrultusunda 12 numaralı diş kronunda köke kıyasla z eksenini üzerinde apikal yönlü hareket miktarlarının tüm senaryolarda daha yüksek değerlere sahip olduğu görülmüştür. Senaryolara ait kron yer değiştirmeleri en yüksekten en düşüğe doğru incelendiğinde senaryo 5'in apikal yönde hareket miktarının 0,088 mm, senaryo 4'ün 0,0557 mm, senaryo 3'ün 0,0553 mm, senaryo 1'in 0,0393 mm ve senaryo 2'nin de 0,0334 mm olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.4).

11 Numaralı Dişin Gingivoapikal Yönlü Hareketine Ait Bulgular

- **Kökte Görülen Gingivoapikal Hareket Bulguları**

Tablo 4.4'teki bulgular değerlendirildiğinde tüm senaryolar için 11 numaralı diş ait kökün z eksenini üzerinde insizal yönde sapma gösterdiği bulunmuştur. Uygulanan senaryolar için kökün z eksenini üzerindeki yer değiştirme miktarının kron yer değiştirme miktarından daha az olduğu görülmüştür. 11 numaralı diş için köke ait bulgular karşılaştırıldığında en fazla yer değiştirme değeri senaryo 5'te (0,011 mm) ve en düşük bileşke yer değiştirme değeri ise senaryo 2 de bulunmuştur (0,0038 mm, Tablo 4.4). Senaryo 3'ün bileşke yer değiştirme değeri 0,00679 mm, senaryo 4'ün bileşke yer değiştirme değeri 0,00654 mm iken senaryo 1'in 0,00557 mm olarak tespit edilmiştir.

- **Kronda Görülen Gingivoapikal Hareket Bulguları**

Elde edilen veriler doğrultusunda tüm senaryolar için 11 numaralı dişe ait kronun z eksenini üzerinde apikal yönde sapma gösterdiği bulunmuştur. 11 numaralı diş kronunda z ekseninde gerçekleşen kök hareketine kıyasla yer değiştirme miktarlarının tüm senaryolarda daha yüksek değerlere sahip olduğu görülmüştür. Senaryolara ait kron yer değiştirmeleri karşılaştırıldığında en yüksek değer senaryo 5'te ölçülmüştür (0,0671 mm). En düşük bileşke yer değiştirme değeri ise senaryo 2'ye aittir (0,0213 mm, Tablo 4.4).

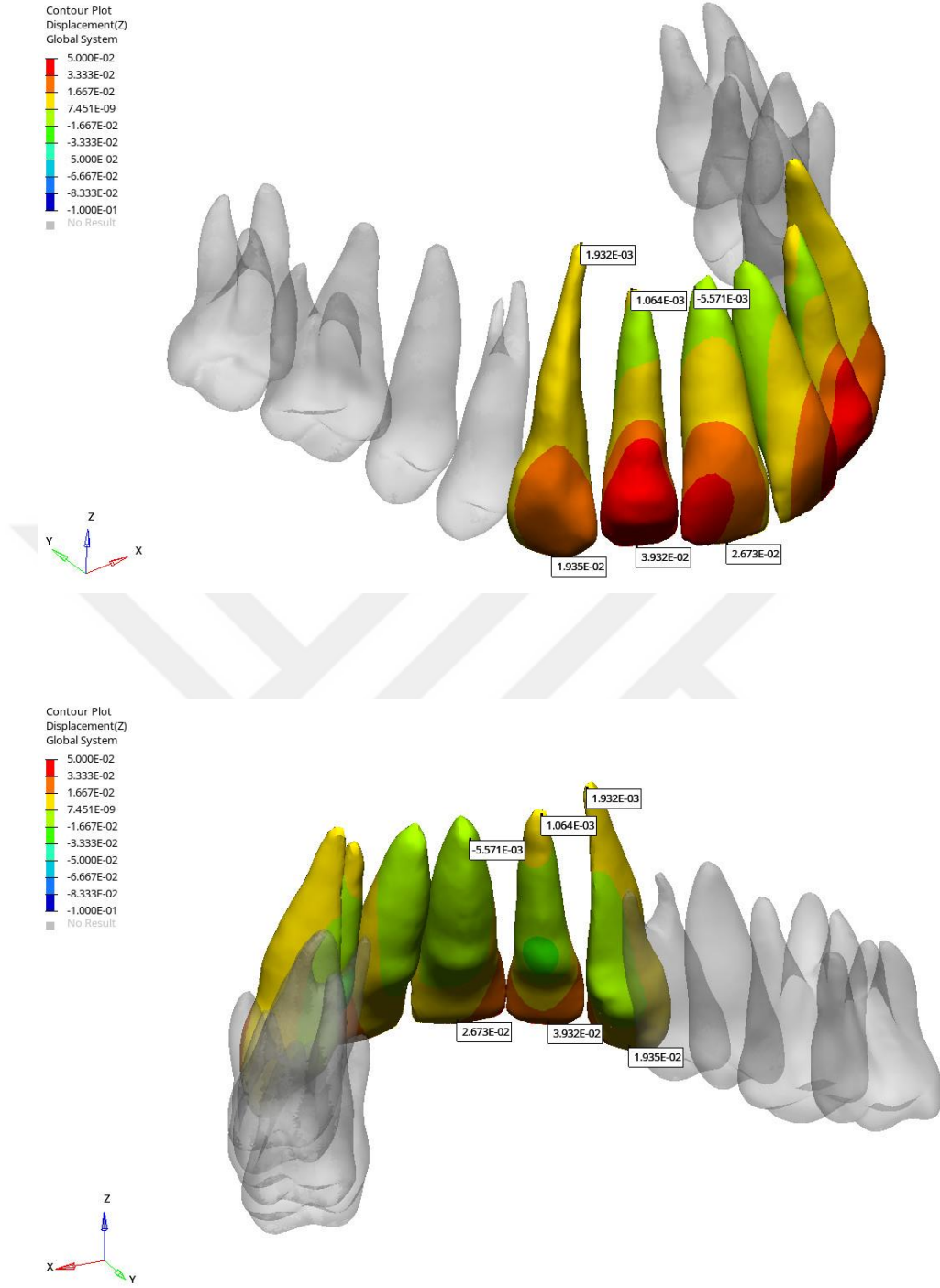
13 Numaralı Dişin Gingivoapikal Yönlü Hareketine Ait Bulgular

- **Kökte Görülen Gingivoapikal Hareket Bulguları**

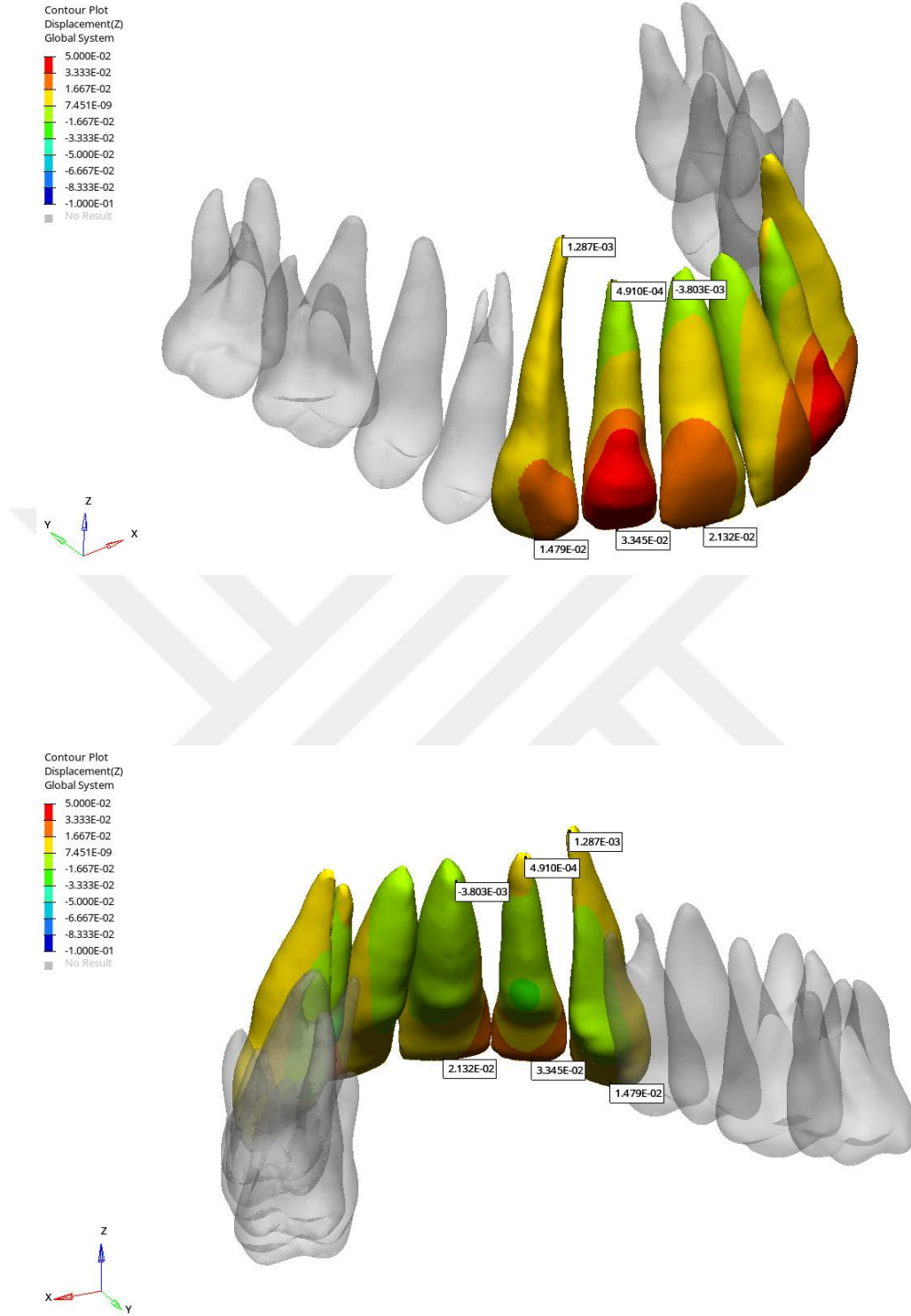
Tablo 4.4'teki bulgular değerlendirildiğinde tüm senaryolar için 13 numaralı dişe ait kökün z eksenini üzerinde apikal yönde sapma gösterdiği bulunmuştur. 13 numaralı diş için köke ait bulgular karşılaştırıldığında z ekseninde en fazla apikal yönde sapma değeri senaryo 5'te bulunmuştur (0,00373 mm). Bunu sırası ile senaryo 3,4, ve 1 takip etmektedir (0,0025 mm, 0,00239 mm, 0,00193 mm, sırasıyla). En düşük değer ise senaryo 2 de ölçülmüştür (0,00128 mm, Tablo 4.4).

- **Kronda Görülen Gingivoapikal Hareket Bulguları**

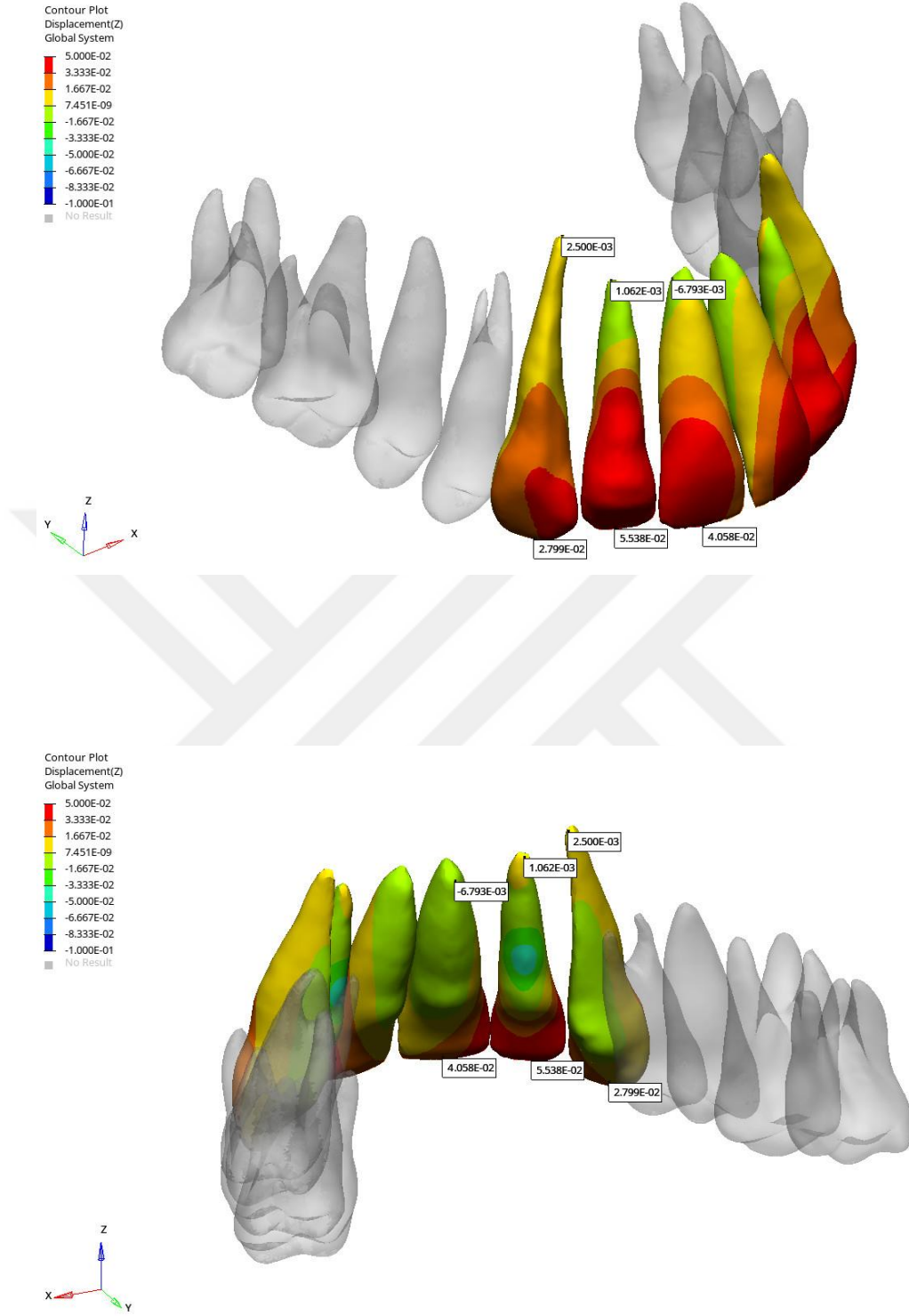
Elde edilen veriler değerlendirildiğinde tüm senaryolar için 13 numaralı dişe ait kronun z eksenini üzerinde apikal yönde sapma gösterdiği bulunmuştur. Senaryolara ait kron yer değiştirmeleri karşılaştırıldığında en yüksek değer senaryo 5'te ölçülmüştür (0,0441 mm). En düşük yer değiştirme değeri ise senaryo 2'ye aittir (0,0147 mm, Tablo 4.4).



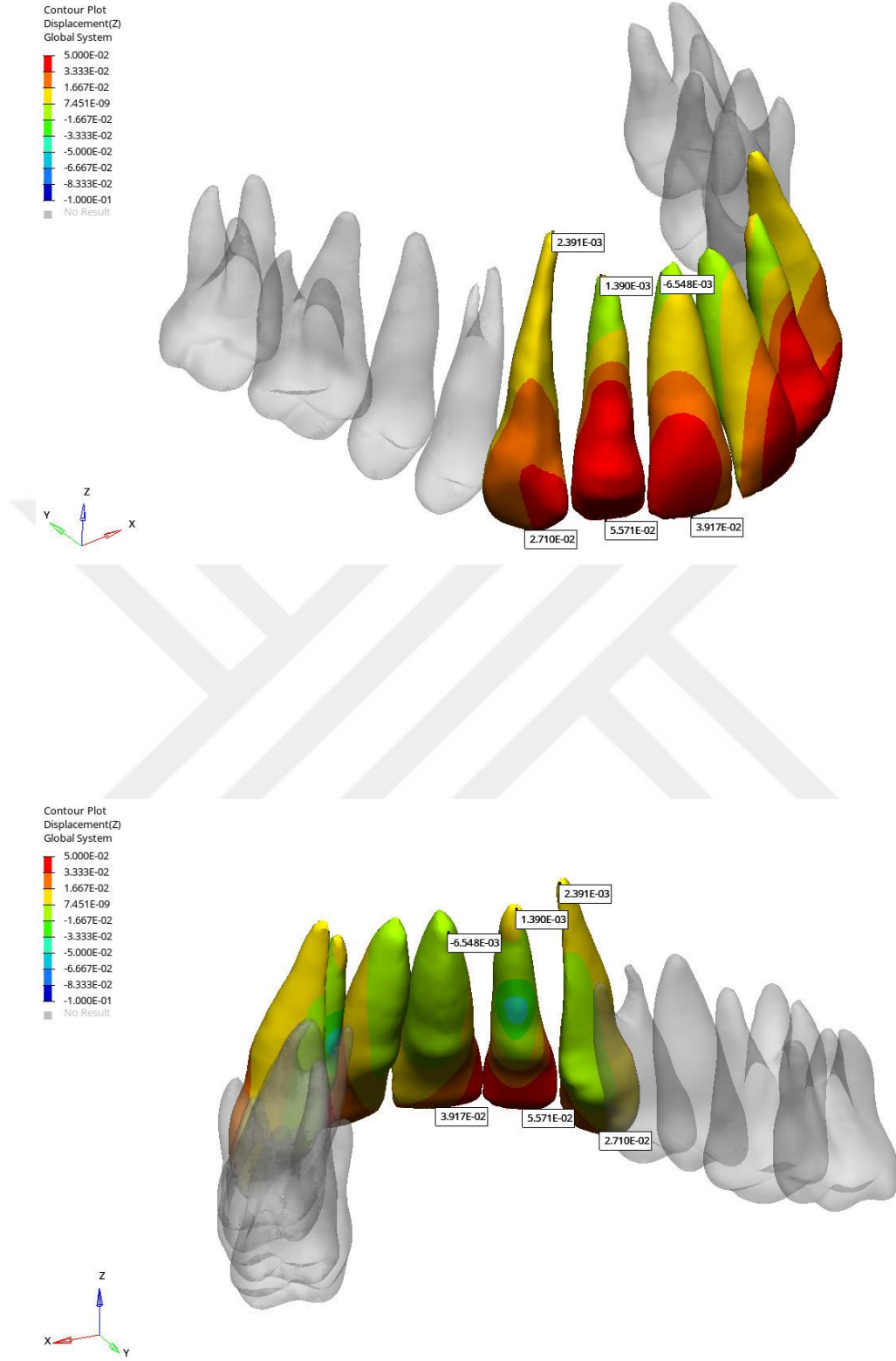
Şekil 4. 16. Senaryo 1'e Ait Z Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları



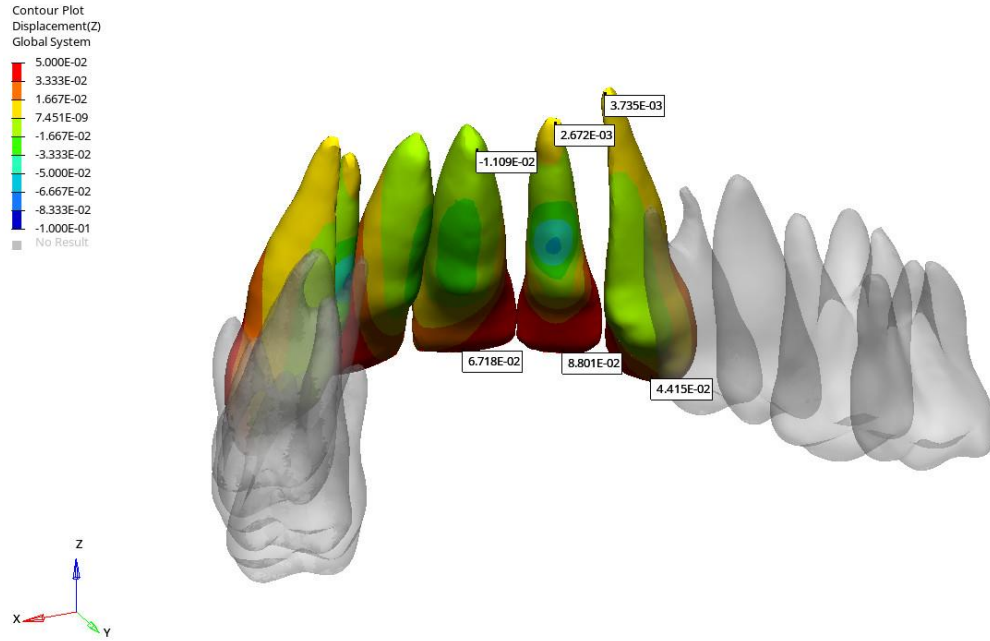
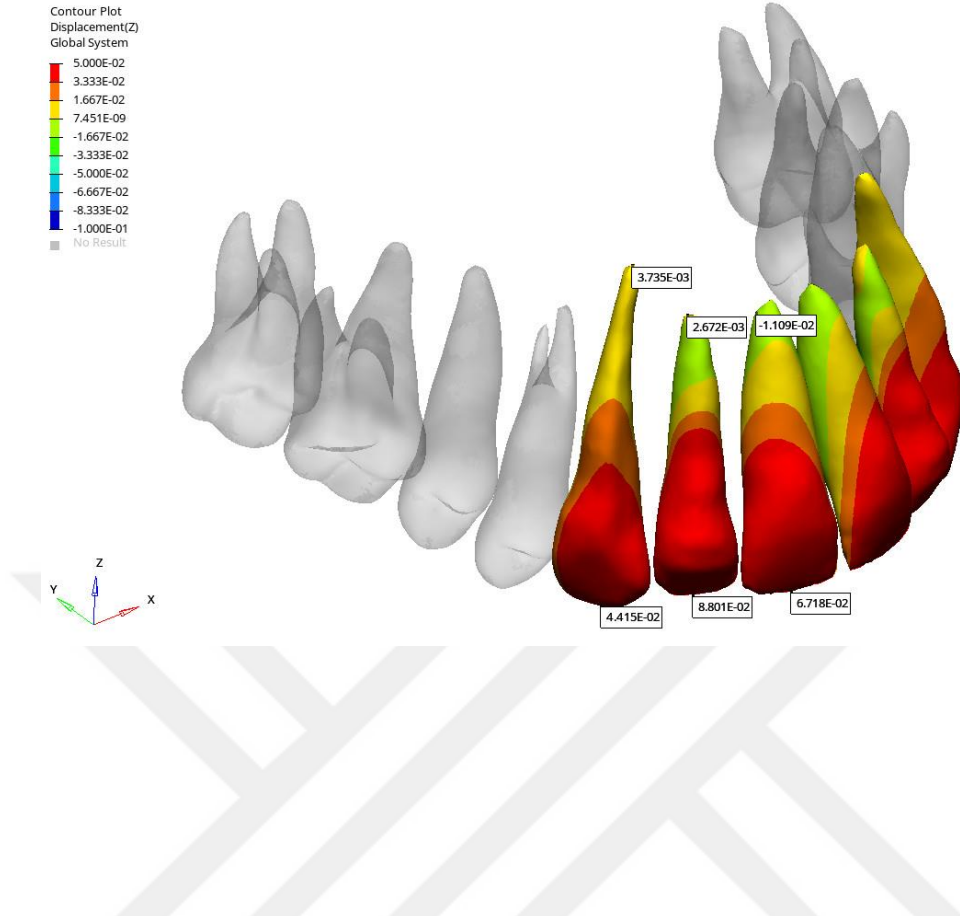
Şekil 4. 17. Senaryo 2' ye Ait Z Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları



Şekil 4. 18. Senaryo 3'e Ait Z Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları



Şekil 4. 19. Senaryo 4'e Ait Z Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları



Şekil 4. 20. Senaryo 5'e Ait Z Eksenli Yer Değiştirme Renk Haritaları

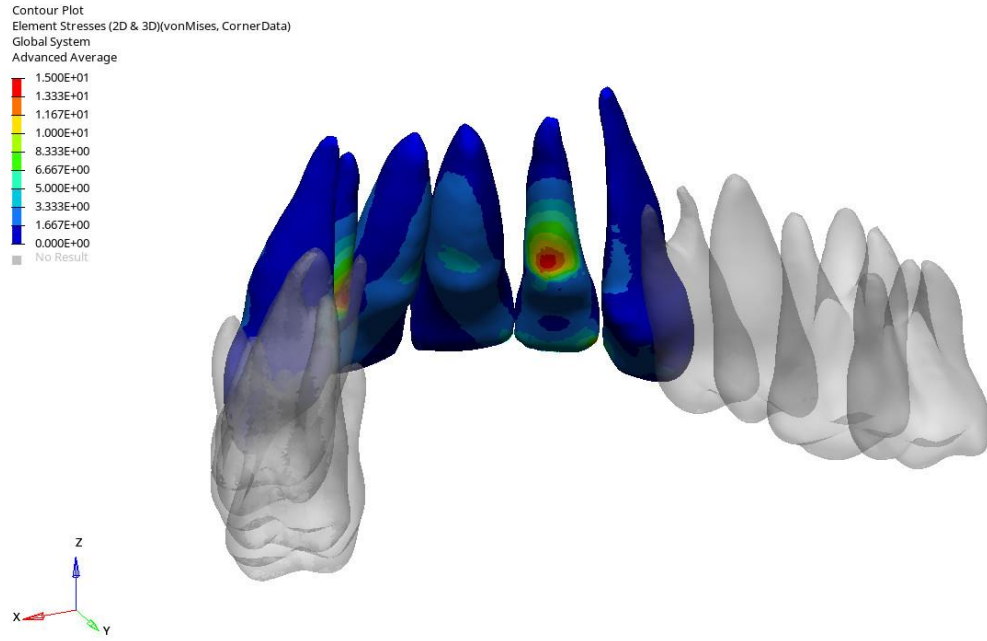
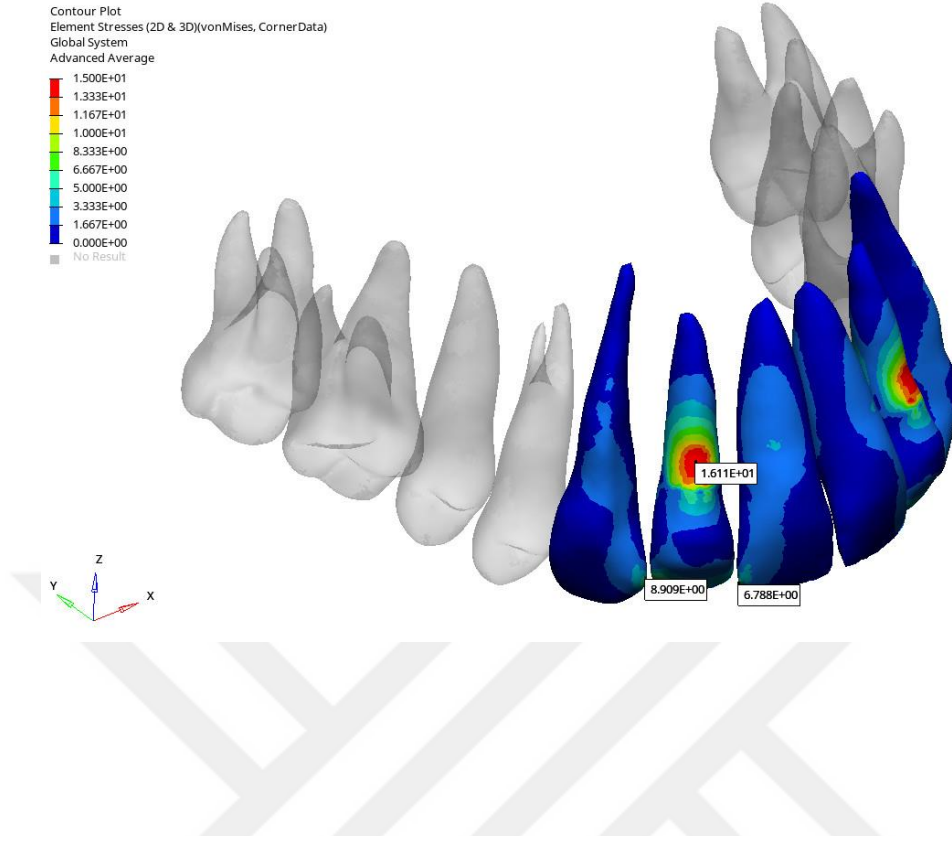
4.5.Dişlere Ait Von Mises Gerilim Bulguları

Von Mises stres sünek malzemelerin kırılma kriterlerini değerlendirmek için mühendisler tarafından geliştirilmiş bir formülden elde edilen stres değeridir. Sünek malzemeler kopmadan önce belirli bir miktar elastik deformasyon geçirip uzayabilen malzemelerdir. Tokluk açısından değerlendirecek olursak bu tip malzemeler gevrek malzemelere göre daha toktur ve kırılmadan önce uzama ve şekil değiştirme kabiliyetleri olduğu için daha fazla enerji depolayabilirler. Çalışmamızda her bir senaryo için elde edilen gerilme dağılım haritaları incelenerek, ilgili uygulamaların dişler üzerinde yarattığı stres birikimleri analiz edilmiştir. Bu analizler hem uygulanan kuvvetlerin etkisini hem de kullanılan materyal özelliklerinin biyomekanik sonuçlarını ortaya koymak açısından önemli veriler sunmaktadır. Bulgular bölümü kapsamında, senaryolar arasındaki farklar niteliksel ve niceliksel olarak karşılaştırmalı şekilde sunulmuştur.

Birinci Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bulgular

Birinci senaryoya ait analiz sonuçlarına göre, maksimum Von Mises gerilimi, 12 numaralı dişin kökünün servikal üçlü bölgesinde, bukkal yüzeyde lokalize olarak gözlemlenmiştir. Bu bölgede ölçülen maksimum Von Mises gerilimi 16 MPa (N/mm²) olarak belirlenmiştir. Aynı dişin palatinal yüzeyinde, benzer şekilde servikal üçlü bölge boyunca yayılan Von Mises gerilme dağılımları tespit edilmiştir. Kuvvetin uygulandığı 12 numaralı diş komşu olan 11 ve 13 numaralı dişlerde, gerilme dağılımı daha düşük şiddette ve dengeli bir şekilde gözlenmiştir.

İlgili senaryoya ait Von Mises gerilme dağılım haritası Şekil 4.21’de sunulmaktadır.



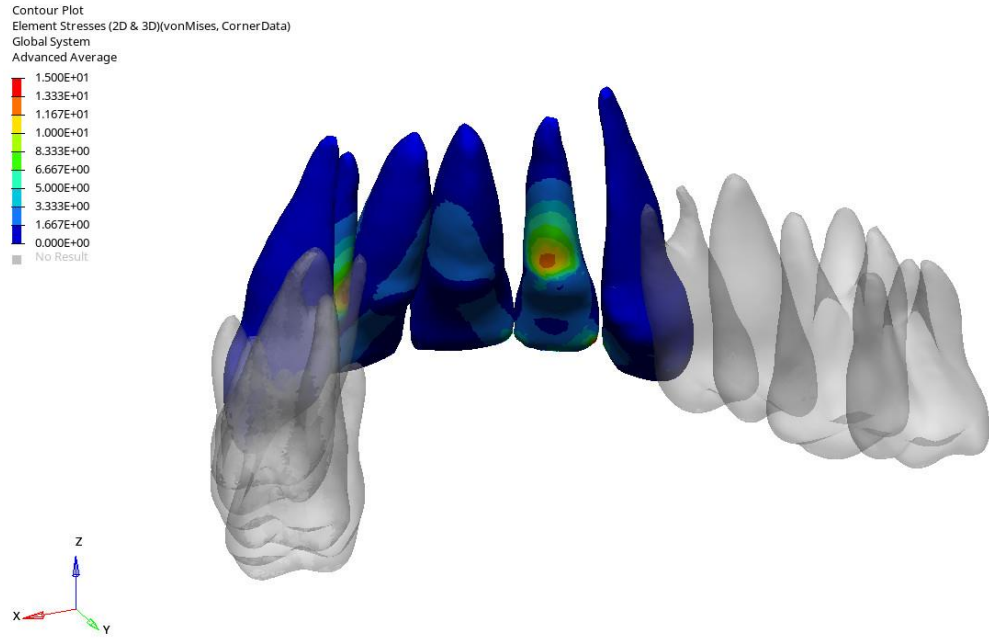
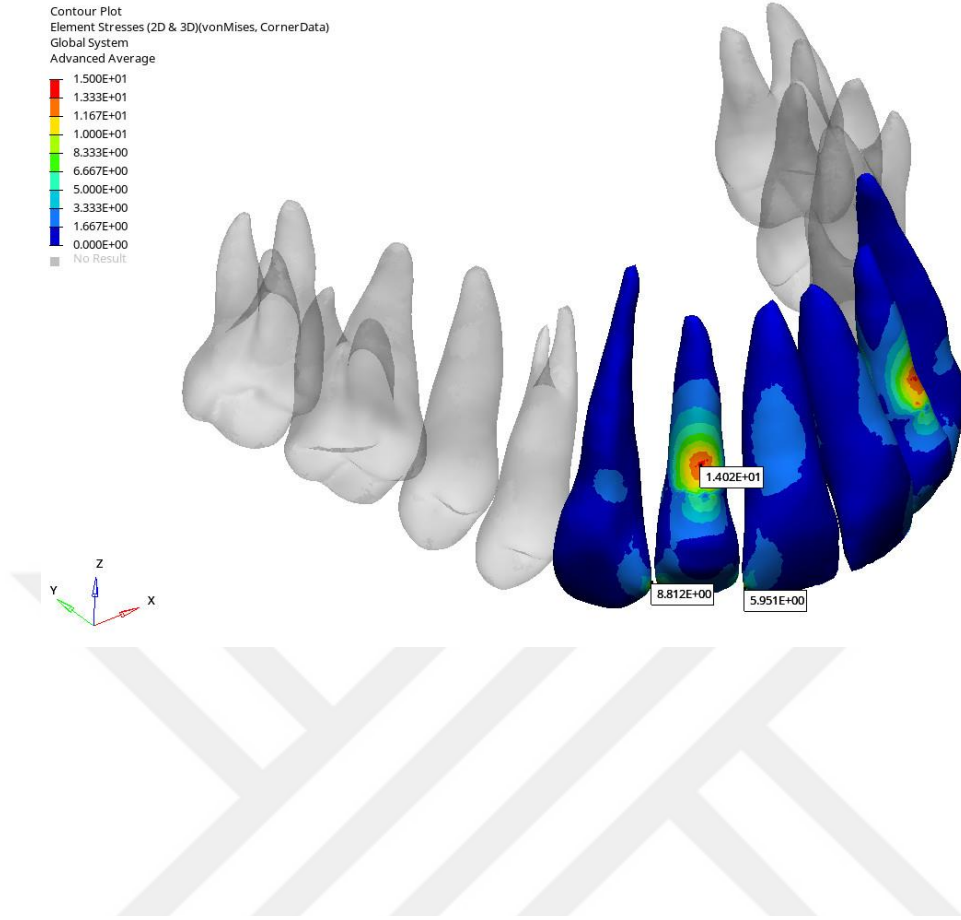
Şekil 4. 21. Senaryo 1'e Ait Von Mises Gerilim Bulguları

İkinci Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bulgular

İkinci senaryoya ait analiz sonuçları doğrultusunda, maksimum Von Mises gerilimi, 12 numaralı dişin kökünün servikal üçlü bölgesinde, bukkal yüzeyde yoğunlaşarak gözlemlenmiştir. Bu bölgede elde edilen maksimum Von Mises gerilimi 14 MPa (N/mm²) olarak ölçülmüştür. Ayrıca, aynı dişin palatinal yüzeyinde, servikal üçlü bölge boyunca yayılan Von Mises gerilme dağılımları saptanmıştır. Kuvvet uygulanan 12 numaralı dişe komşu olan 11 ve 13 numaralı dişlerde, Von Mises gerilmeleri daha düşük yoğunlukta ve dengeli bir şekilde dağılmıştır.

İlgili senaryoya ait Von Mises gerilme dağılım haritası Şekil 4.22’de sunulmaktadır.



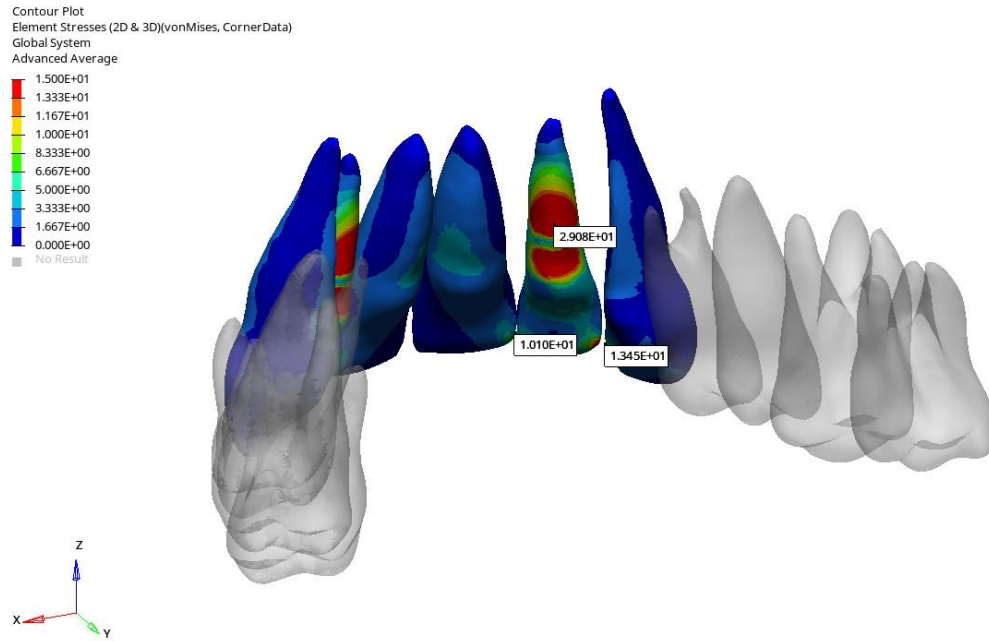
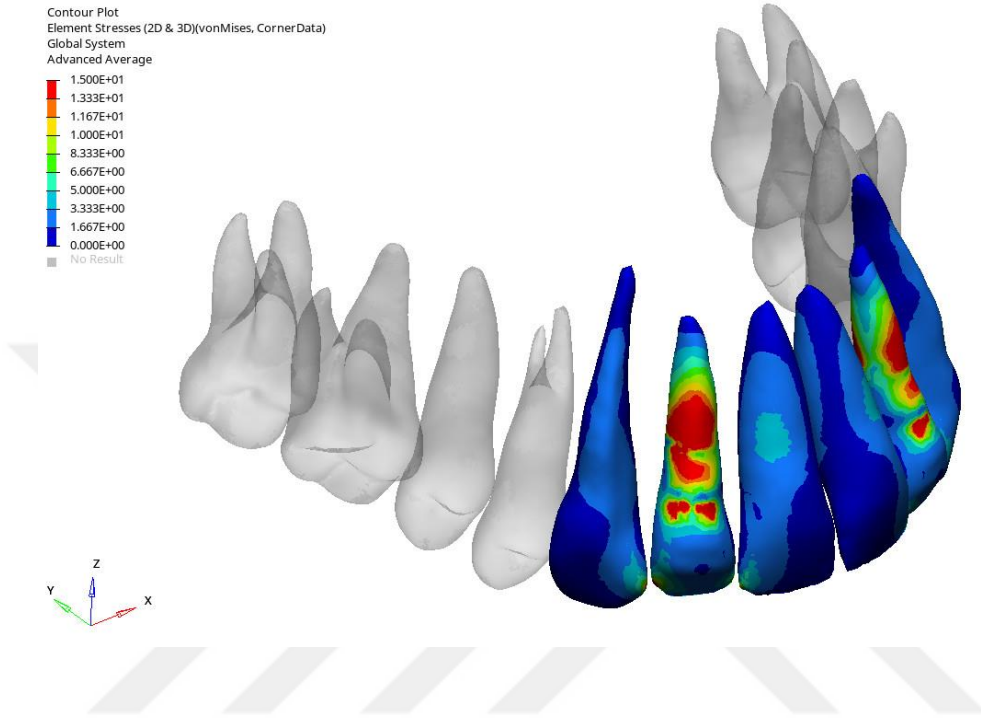


Şekil 4. 22. Senaryo 2'ye Ait Von Mises Gerilim Bulguları

Üçüncü Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bulgular

Üçüncü senaryoya ait analiz sonuçlarına göre, maksimum Von Mises gerilimi, 12 numaralı dişin kökünün orta üçlü bölgesinde, palatinal yüzeyde yoğunlaşarak gözlemlenmiştir. Bu bölgede ölçülen maksimum Von Mises gerilimi 29 MPa (N/mm²) olarak tespit edilmiştir. Von Mises gerilme dağılımına ait renk haritaları incelendiğinde, palatinal yönde, dişin servikal bölgesinde ayrı bir stres birikim alanının olduğu dikkat çekmektedir. Ayrıca, aynı dişin bukkal yüzeyinde, servikal bölge ile kökün gingival ve orta üçlü bölgelerine yayılan yoğun Von Mises gerilme dağılımları gözlemlenmiştir. Komşu dişler olan 11 ve 13 numaralı dişlerde, ilk iki senaryoya kıyasla daha yüksek Von Mises gerilme değerleri izlenmiştir.

İlgili senaryoya ait Von Mises gerilme dağılım haritası Şekil 4.23'te sunulmaktadır.



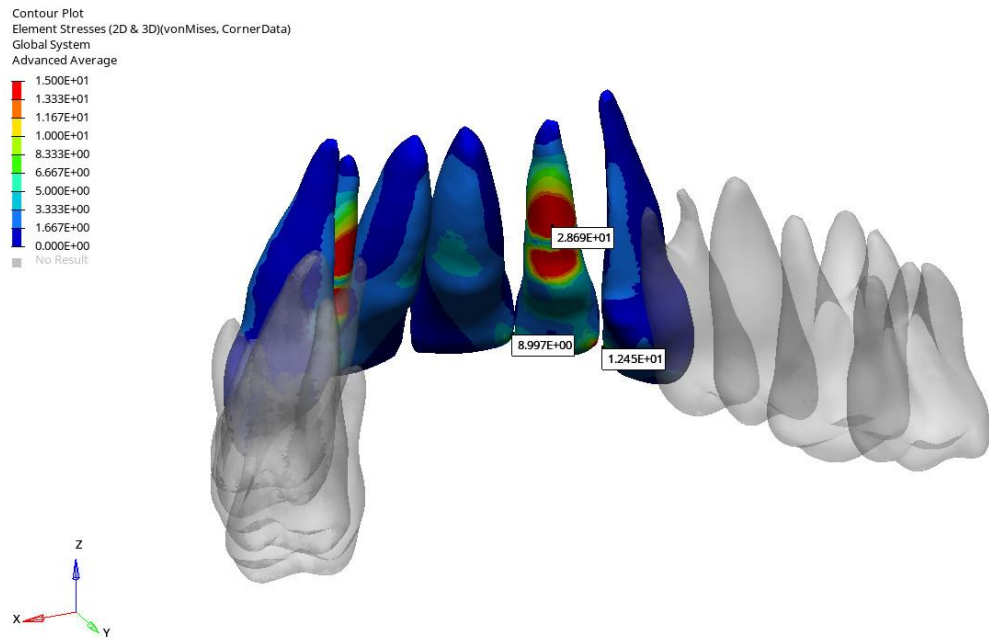
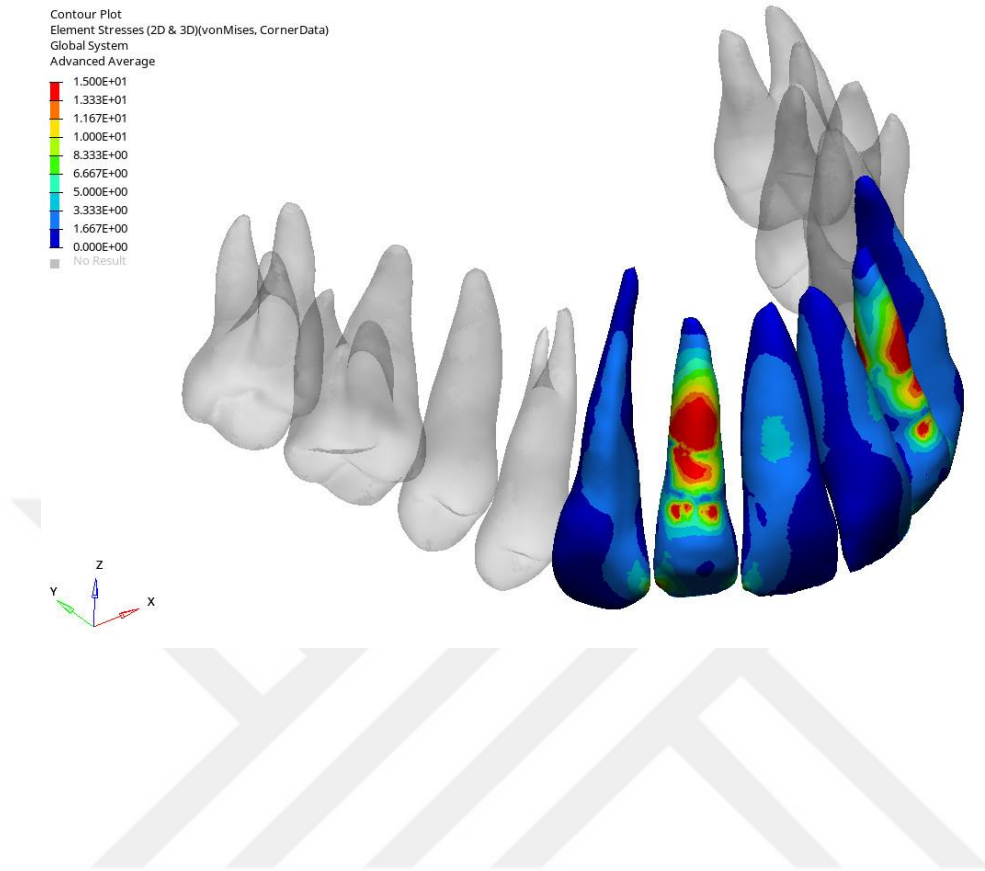
Şekil 4. 23. Senaryo 3'e Ait Von Mises Gerilim Bulguları

Dördüncü Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bulgular

Senaryo 4'te senaryo 3'e benzer şekilde maksimum Von Mises gerilimi, 12 numaralı dişin kökünün orta üçlü bölgesinde, palatinal yüzeyde yoğunlaşarak gözlemlenmiştir. Bu bölgede ölçülen maksimum Von Mises gerilimi 28 MPa (N/mm²) olarak tespit edilmiştir. Von Mises gerilme dağılımına ait renk haritaları incelendiğinde, palatinal yönde, dişin servikal bölgesinde ayrı bir stres birikim alanının olduğu dikkat çekmektedir. Ayrıca, aynı dişin bukkal yüzeyinde, servikal bölge ile kökün gingival ve orta üçlü bölgelerine yayılan yoğun Von Mises gerilme dağılımları gözlemlenmiştir.

Komşu dişler olan 11 ve 13 numaralı dişlerde, senaryo 4'e benzer şekilde Von Mises gerilme dağılımları izlenmiştir.

İlgili senaryoya ait Von Mises gerilme dağılım haritası Şekil 4.24'te sunulmaktadır.



Şekil 4. 24. Senaryo 4'e Ait Von Mises Gerilim Bulguları

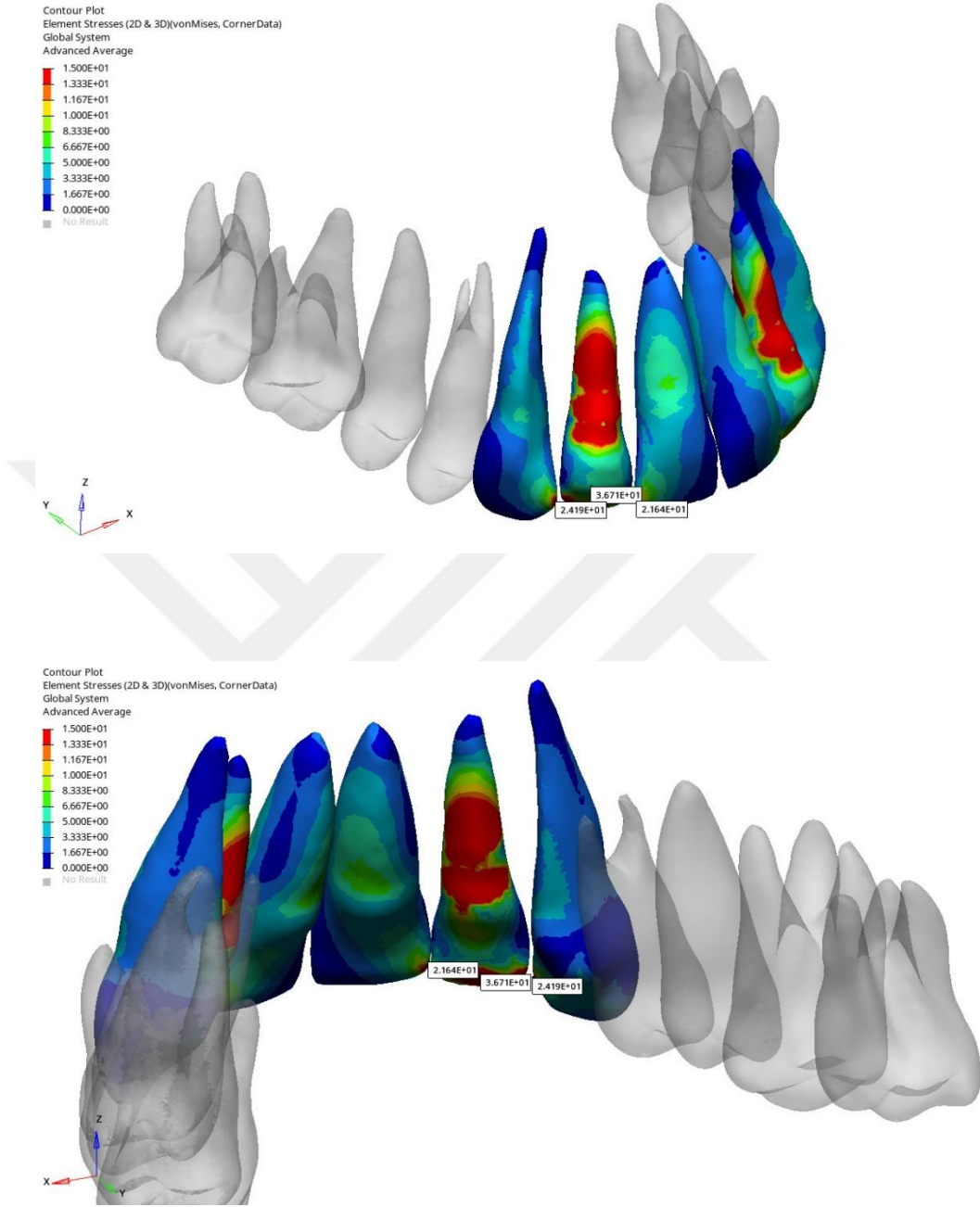
Beşinci Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bulgular

Beşinci senaryoya ait analiz sonuçlarına göre, maksimum Von Mises gerilimi, 12 numaralı dişin kökünün orta üçlü bölgesinde, palatinal yüzeyde yoğunlaşarak gözlemlenmiştir. Bu bölgede ölçülen maksimum Von Mises gerilimi 36 MPa (N/mm²) olarak kaydedilmiştir. Von Mises gerilme dağılımına ait renk haritaları incelendiğinde, palatinal yönde, singulum bölgesinden başlayarak kökün apikal üçlü sınırına kadar uzanan belirgin bir stres birikim alanı olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca, aynı dişin bukkal yüzeyinde, servikal bölgeden başlayarak kökün apikal üçlü sınırına kadar yayılan yüksek yoğunluklu Von Mises gerilme dağılımları tespit edilmiştir. Bu durum, kuvvet etkisinin hem kron hem de kök boyunca, özellikle de her iki yönde (bukkal ve palatinal) güçlü bir stres iletimine neden olduğunu göstermektedir.

Komşu dişlerden 11 numaralı dişte, diğer senaryolara kıyasla daha fazla stres birikimi gözlemlenmiştir. Özellikle, kronda insizal bölgenin distal kısmında yoğun stres alanları saptanmış, ayrıca palatinal yüzeyde servikal bölgeye lokalize olmuş Von Mises gerilme değerleri dikkat çekmiştir.

13 numaralı dişte ise, en yoğun stres birikimi kronun insizal bölgesinin mezial kısmında tespit edilmiştir. Bu dişte ayrıca kök genelinde orta yoğunlukta Von Mises gerilme dağılımları izlenmiştir.

İlgili senaryoya ait Von Mises stres dağılım haritaları Şekil 4.25'te sunulmaktadır.



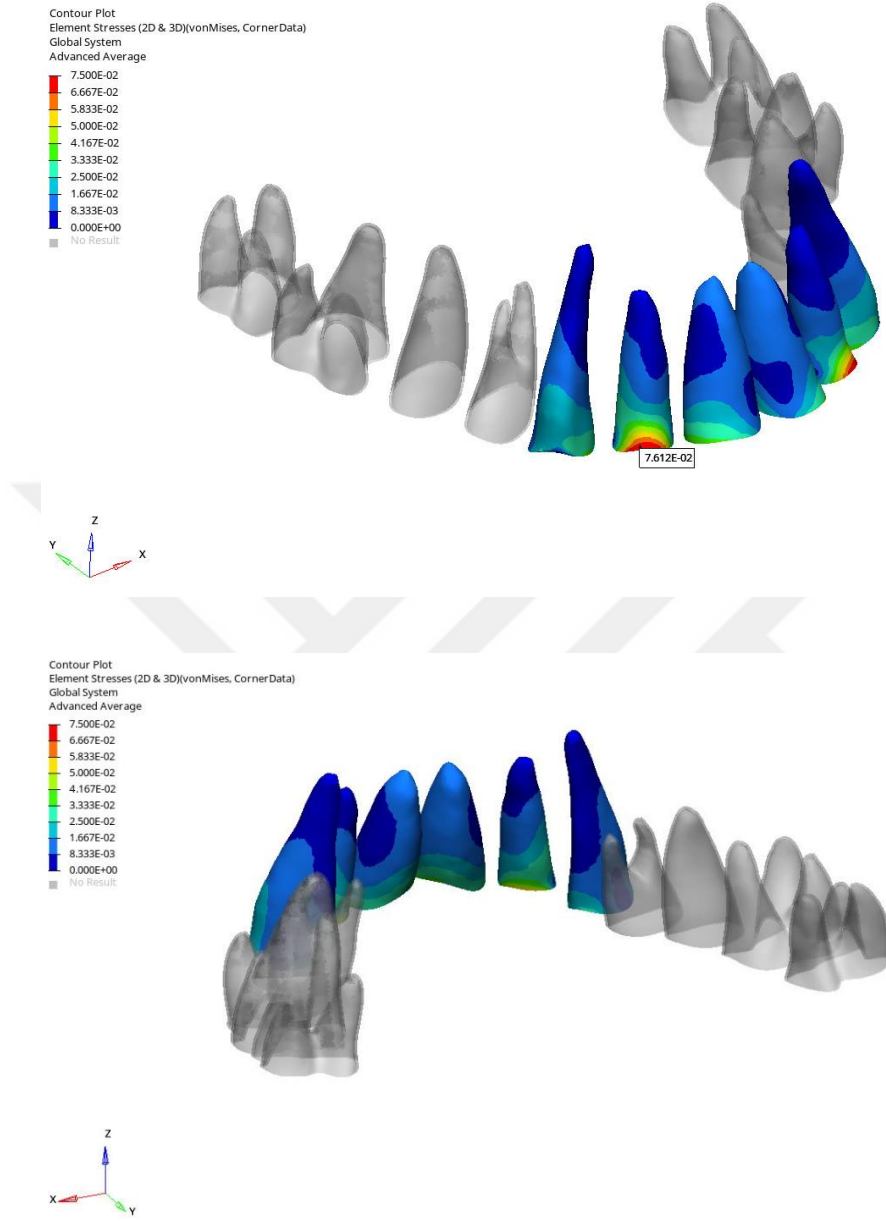
Şekil 4. 25. Senaryo 5'e Ait Von Mises Gerilim Bulguları

4.6.Periodontal Ligamente (Pdl) Ait Von Mises Gerilim Bulguları

Birinci Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bulgular

Birinci senaryoya ait analiz sonuçlarına göre, PDL’de ölçülen en yüksek Von Mises gerilimi, 12 numaralı dişin bukkal yüzeyinde, servikal bölgede yoğunlaşmıştır. Bu bölgede kaydedilen maksimum Von Mises gerilimi 0,0761MPa (N/mm²) olarak belirlenmiştir.12 numaralı dişin diğer periodontal bölgelerinde, Von Mises stres dağılımı düşük yoğunlukta ve giderek azalan dengeli bir şekilde seyretmiştir. Ayrıca, komşu dişler olan 11 ve 13 numaralı dişlerin PDL dokularında da düşük yoğunluklu Von Mises gerilme dağılımları gözlenmiştir.

İlgili senaryoya ait PDL Von Mises stres dağılım haritaları Şekil 4.26’da sunulmaktadır.



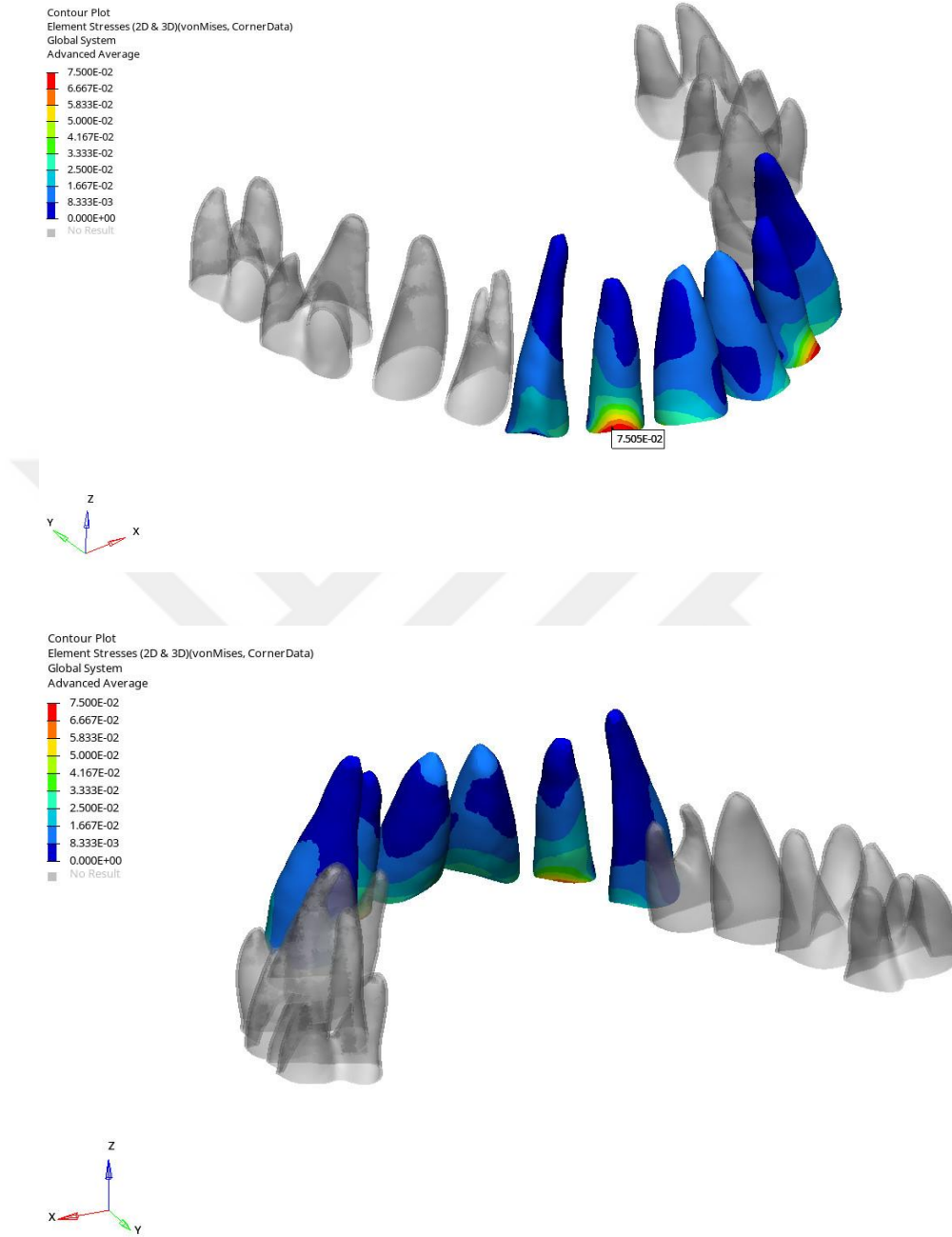
Şekil 4. 26. Senaryo 1'e PDL Von Mises stres dağılım haritaları

İkinci Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bulgular

Senaryo 2'ye ait verilere göre senaryo 1'e benzer şekilde, PDL'de ölçülen en yüksek Von Mises gerilimi, 12 numaralı dişin bukkal yüzeyinde, servikal bölgede yoğunlaşmıştır. Bu bölgede kaydedilen maksimum Von Mises gerilimi 0,075 MPa (N/mm^2) olarak belirlenmiştir. 12 numaralı dişin diğer bölgelerinde, Von Mises stres dağılımları düşük yoğunlukta ve dengeli bir azalma eğiliminde seyretmiştir.

Ayrıca, komşu dişler olan 11 ve 13 numaralı dişlerin PDL dokularında da düşük yoğunluklu Von Mises gerilme dağılımları gözlenmiştir.

İlgili senaryoya ait PDL Von Mises stres dağılım haritaları Şekil 4.27'de sunulmaktadır.



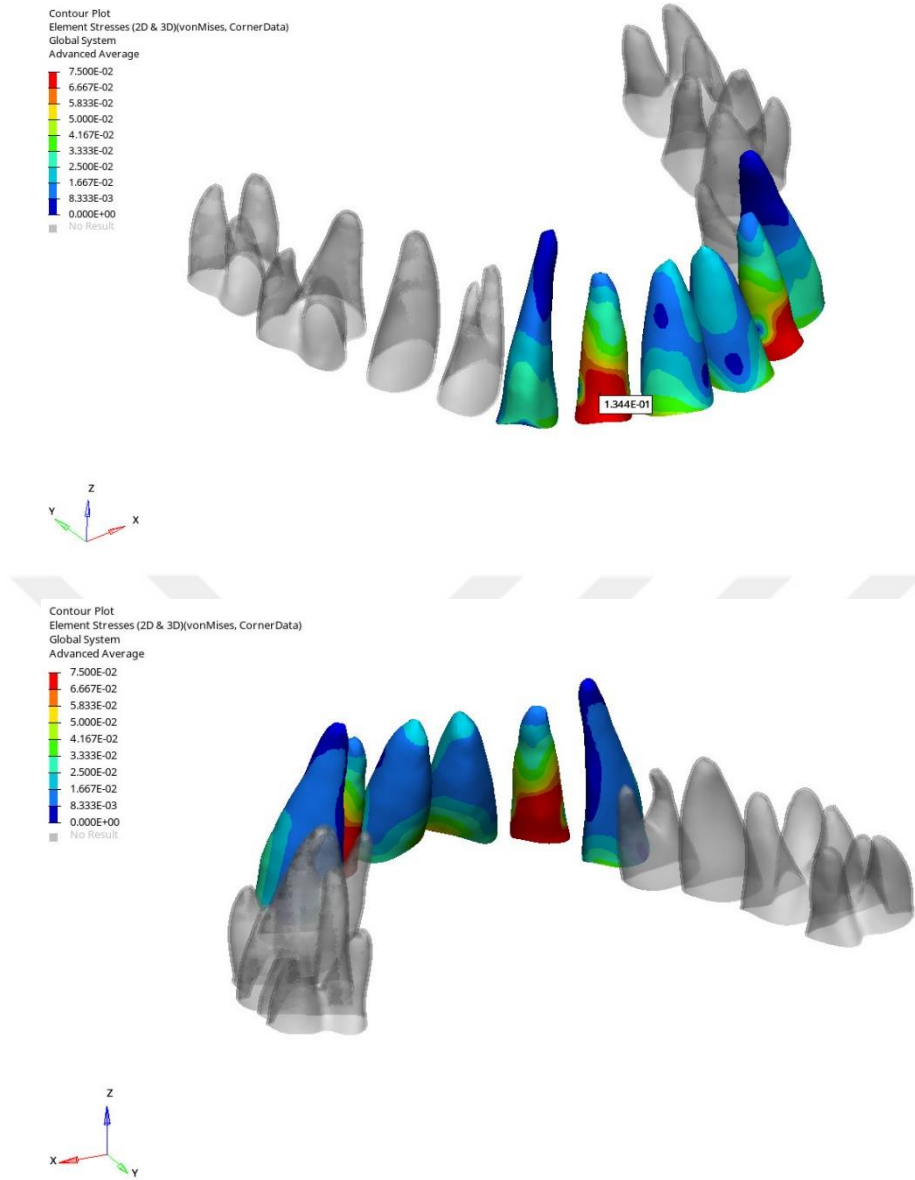
Şekil 4. 27. Senaryo 2 PDL Von Mises stres dağılım haritaları

Üçüncü Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bulgular

Senaryo 3'e ait PDL Von Mises stres dağılım haritalarından elde edilen sonuçlara göre (Şekil 4.28), PDL'de ölçülen en yüksek Von Mises gerilimi, 12 numaralı dişin bukkal yüzeyinde, servikal bölgede yoğunlaşmıştır. Bu bölgede kaydedilen maksimum Von Mises gerilimi 0,134 MPa (N/mm²) olarak belirlenmiştir. 12 numaralı dişin diğer periodontal bölgelerinde, Von Mises stres dağılımı yüksek yoğunlukta ve giderek azalan dengeli bir şekilde seyretmiştir. Aynı dişin palatinal bölgesindeki PDL'ye ait von mises stres dağılımları incelendiğinde bukkal bölge ile benzerlik gösteren stres dağılımları izlenmiştir.

Ayrıca, komşu dişler olan 11 ve 13 numaralı dişlerin PDL dokularında da düşük yoğunluklu Von Mises gerilme dağılımları gözlenmiştir.

İlgili senaryoya ait PDL Von Mises stres dağılım haritaları Şekil 4.28'de sunulmaktadır.

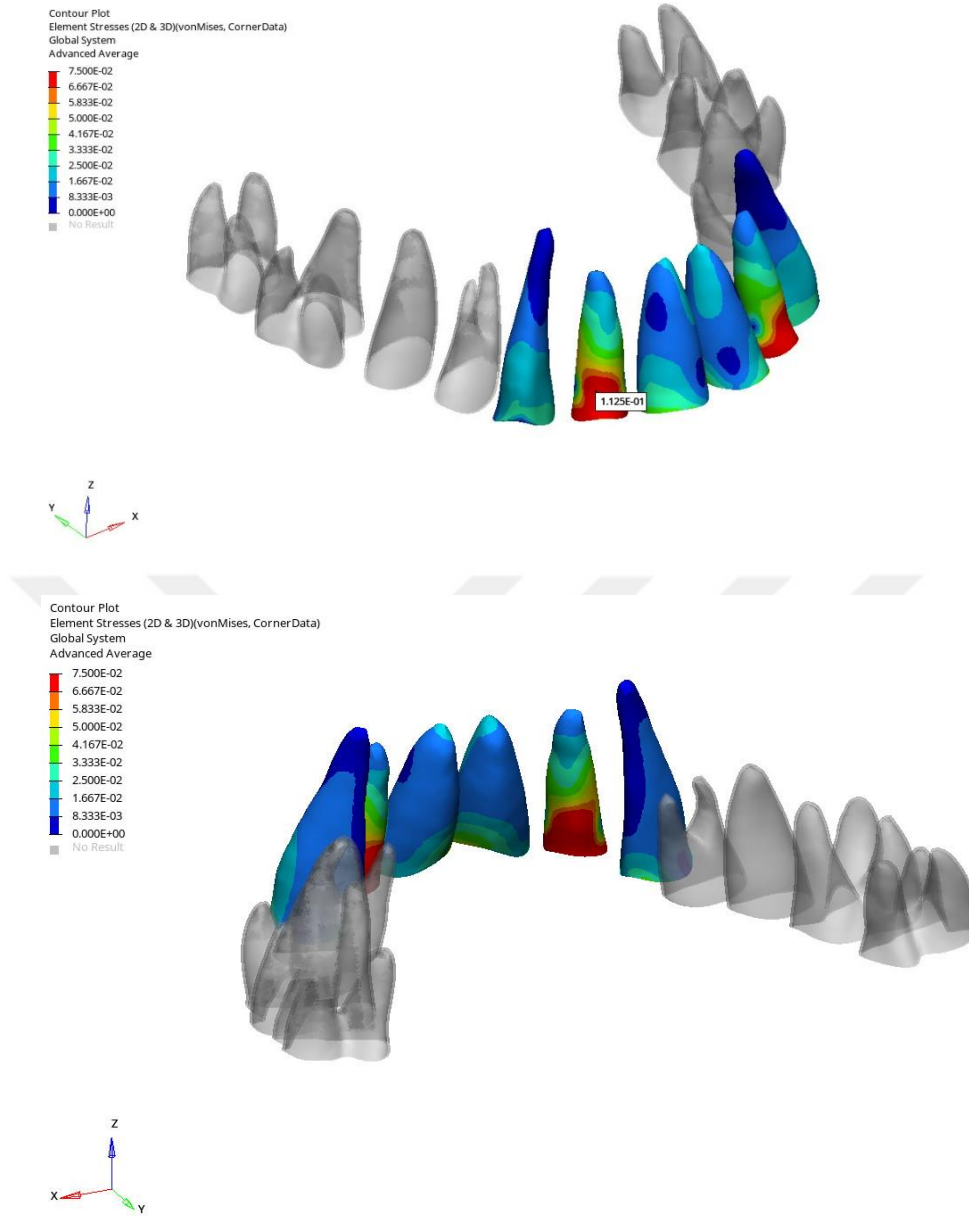


Şekil 4. 28. Senaryo 3 PDL Von Mises stres dağılım haritaları

Dördüncü Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bulgular

Dördüncü senaryoya ait analiz sonuçlarına göre, periodontal ligament dokusunda ölçülen en yüksek Von Mises gerilimi, 12 numaralı dişin bukkal yüzeyinde, servikal bölgede yoğunlaşmıştır. Bu alanda kaydedilen maksimum gerilme değeri 0,125 MPa (N/mm²) olarak tespit edilmiştir. Bu bulgu, üçüncü senaryodaki stres dağılımı ile benzerlik göstermektedir. 12 numaralı dişin diğer periodontal bölgelerinde, Von Mises stres dağılımı yüksek yoğunlukla başlayıp, apikal yönde kademeli olarak azalan ve dengeli bir dağılım eğilimi sergilemiştir. Ayrıca, palatinal bölgede yer alan PDL dokusu incelendiğinde, bukkal yüzeydeki stres dağılımıyla benzer dağılım gözlemlenmiştir. Komşu dişler olan 11 ve 13 numaralı dişlerin PDL yapılarında ise, düşük yoğunluklu Von Mises gerilmeleri izlenmiştir.

İlgili senaryoya ait PDL Von Mises stres dağılım haritaları Şekil 4.29'da sunulmaktadır.



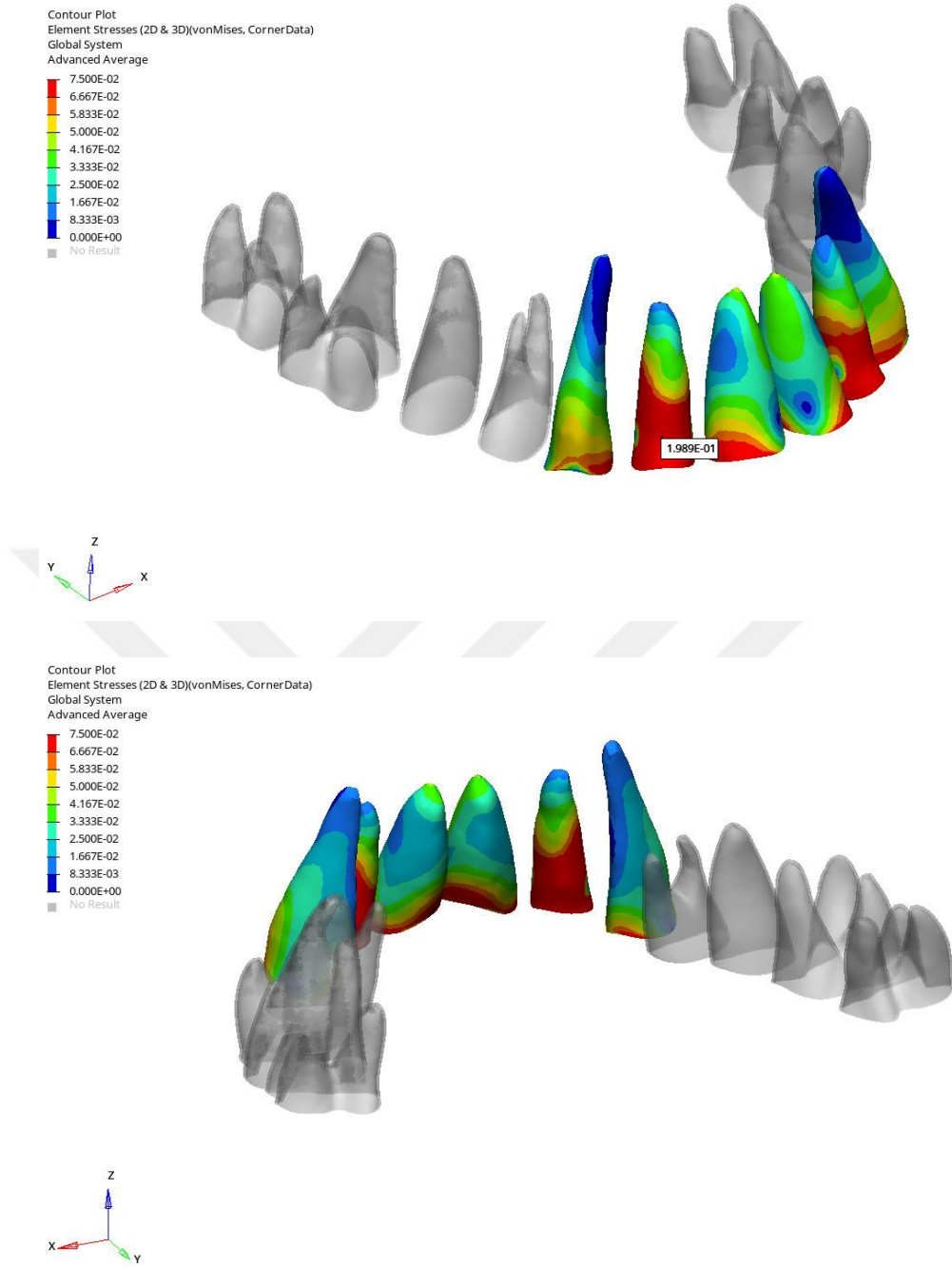
Şekil 4. 29. Senaryo 4 PDL Von Mises stres dağılım haritaları

Beşinci Kuvvet Uygulama Senaryosuna Ait Bulgular

Senaryo 5'e ait PDL Von Mises stres dağılım haritalarının incelenmesi sonucunda (Şekil 4.30), periodontal ligament dokusunda ölçülen en yüksek Von Mises gerilimi, 12 numaralı dişin bukkal yüzeyinde, servikal ve kökün gingival üçlü bölgesinde yoğunlaşarak gözlemlenmiştir. Bu bölgede kaydedilen maksimum gerilme değeri 0,198 MPa (N/mm²) olarak ölçülmüştür. 12 numaralı dişin palatinal periodontal yüzeyinde, Von Mises stres dağılımı bukkal bölgeyle benzerlik göstermekte olup, yüksek yoğunlukla başlayıp apikal yönde kademeli olarak azalan dengeli bir dağılım sergilemiştir.

Komşu dişlerin periodontal ligament yapıları incelendiğinde, 11 numaralı dişin servikal bölgesinde, distal alanda artan Von Mises gerilme değerleri gözlemlenmiştir. 13 numaralı dişin PDL dokusunda ise, servikal bölgedeki mezial alanda orta yoğunlukta Von Mises stres birikimi tespit edilmiştir.

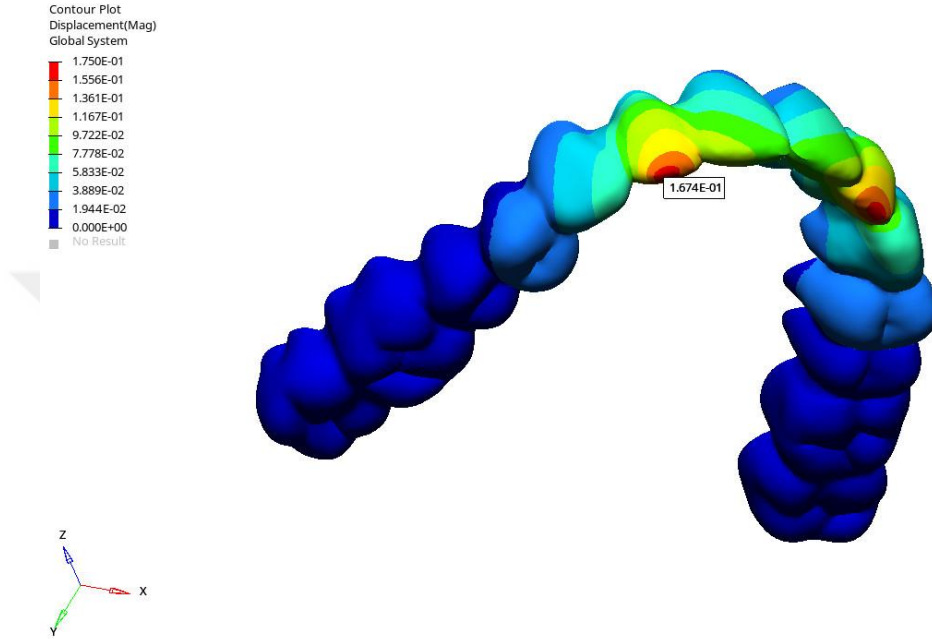
İlgili senaryoya ait PDL Von Mises stres dağılım haritaları Şekil 4.30'da sunulmaktadır.



Şekil 4. 30. Senaryo 5 PDL Von Mises stres dağılım haritaları

4.7.Plaklara Ait Bileşke Yer Değiştirme Bulguları

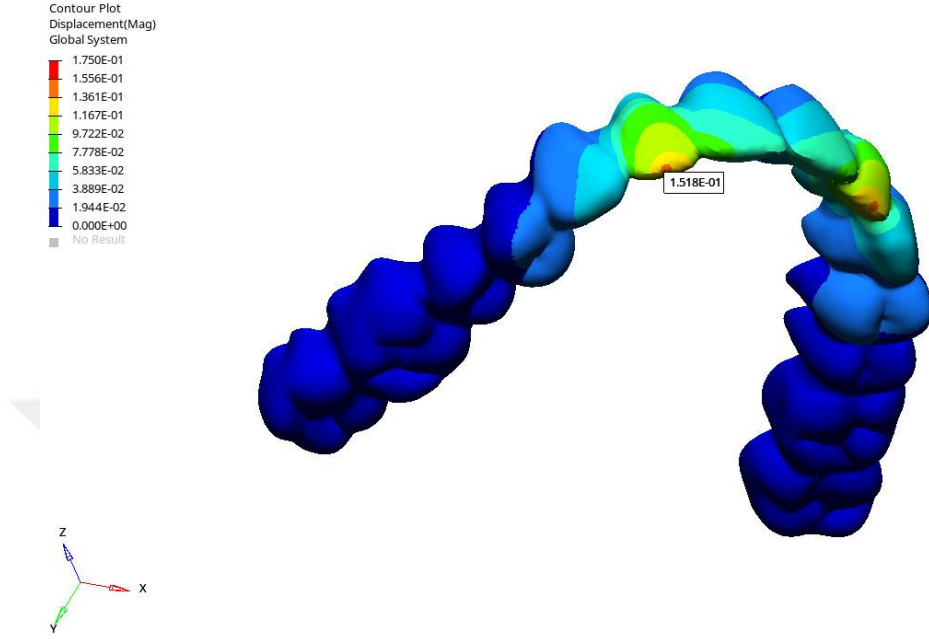
Birinci Senaryoya Ait Plak Bileşke Yer Değiştirme Bulguları



Şekil 4. 31. Senaryo 1'e Ait Plak Bileşke Yer Değiştirme Bulguları

Şekil 4.31'de sunulan bileşke yer değiştirme dağılım haritası, uygulanan kuvvetler sonucunda şeffaf plakta meydana gelen maksimum yer değiştirme alanlarını göstermektedir. Elde edilen verilere göre, en yüksek yer değiştirme miktarı 0,167 mm olarak tespit edilmiş olup, bu değer plak yüzeyinde 12 numaralı dış hizasında insizal bölgede ölçülmüştür. Renk skalası incelendiğinde, yer değiştirme miktarının ilgili bölgeden çevre alanlara doğru azalan ve dengeli bir dağılım sergilediği gözlemlenmektedir.

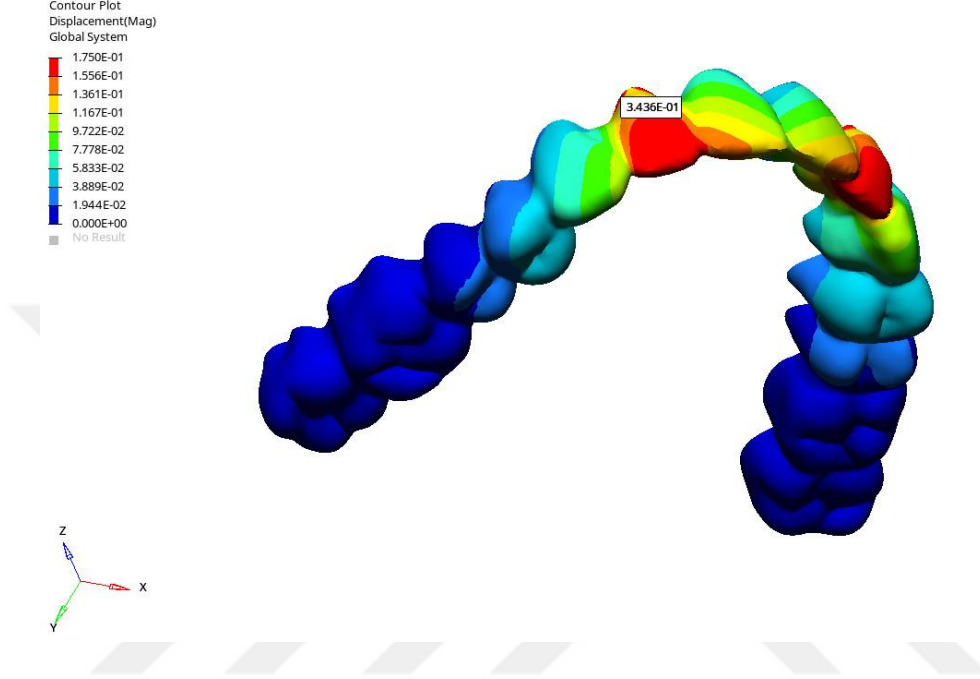
İkinci Senaryoya Ait Plak Bileşke Yer Değiştirme Bulguları



Şekil 4. 32. Senaryo 2'ye Ait Plak Bileşke Yer Değiştirme Bulguları

Şekil 4.32'de sunulan bileşke yer değiştirme büyüklüğü dağılım haritası, senaryo 2'ye ait kapsamında elde edilen şeffaf plak deformasyonunu göstermektedir. Analiz sonucunda, en yüksek yer değiştirme değeri 0.151 mm olarak ölçülmüş ve bu değer 12 numaralı diş hizasında, insizal bölgede yoğunlaşmıştır. Görselde yer alan renk skalasına göre, kırmızı ve turuncu tonlarda görülen bölgeler maksimum yer değiştirme alanlarını temsil ederken, çevre alanlarda bu değerlerin azalarak mavi tonlara geçiş yaptığı gözlemlenmektedir.

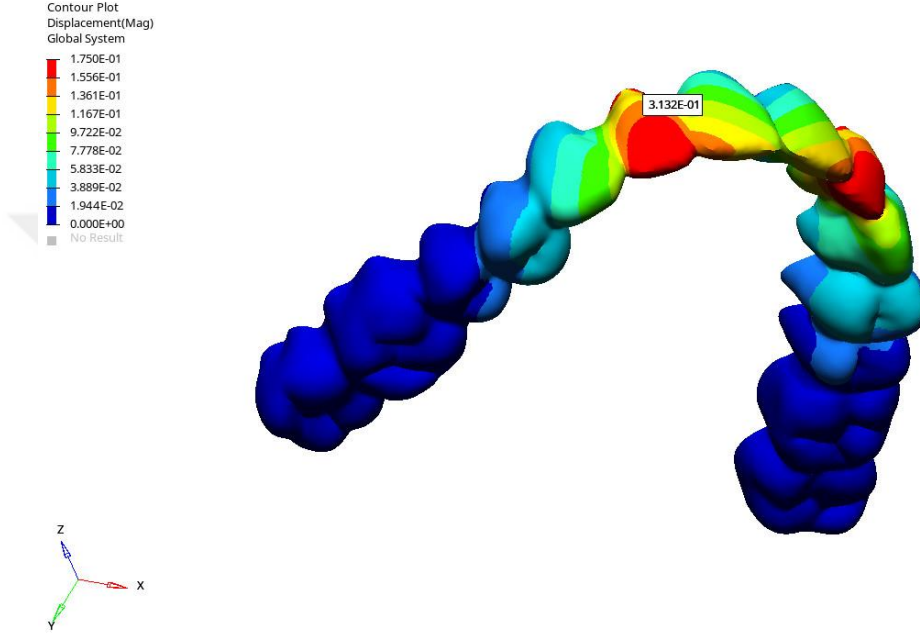
Üçüncü Senaryoya Ait Plak Bileşke Yer Değiştirme Bulguları



Şekil 4. 33. Senaryo 3'e Ait Plak Bileşke Yer Değiştirme Bulguları

Şekil 4.33'te gösterilen analiz sonuçlarına göre, 3. senaryoda şeffaf plak üzerinde bileşke yer değiştirme miktarı 0.343 mm olarak ölçülmüştür. En fazla bileşke yer değiştirmeler 12 numaralı dişin kron bölgesinde insizalden itibaren geniş bir dağılım gösterecek şekilde ve plak gingival kenar bölgesinde izlenmiştir. Ayrıca, 11 numaralı diş kronunda distal- insizal yüzeyinde de yer değiştirme değerlerinin arttığı gözlemlenmiştir. Renk dağılımı, deformasyonun hedef bölgeden çevre alanlara doğru azalan bir eğilimle yayıldığını göstermektedir.

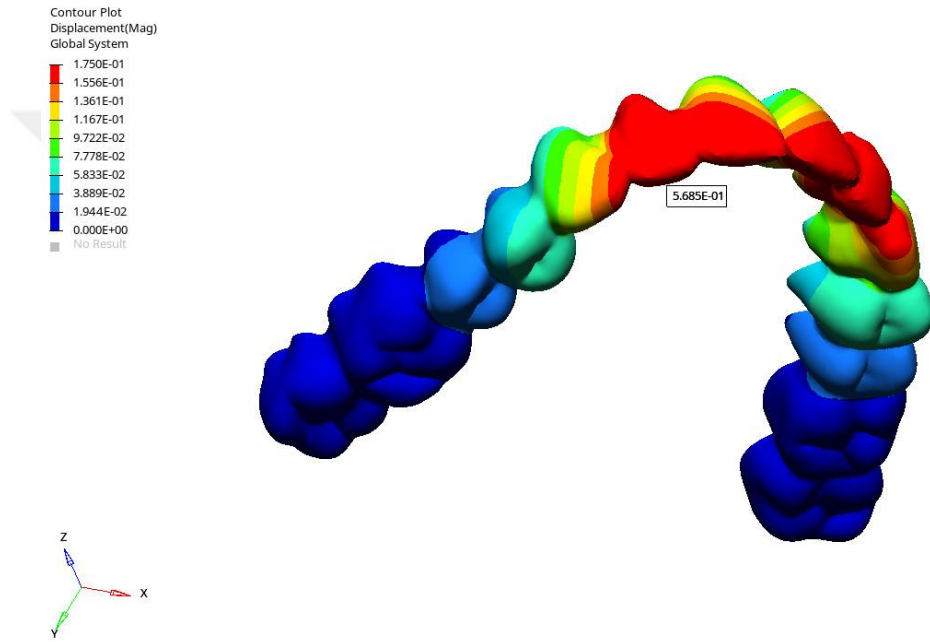
Dördüncü Senaryoya Ait Plak Bileşke Yer Değişirme Bulguları



Şekil 4. 34. Senaryo 4'e Ait Plak Bileşke Yer Değişirme Bulguları

Şekil 4.34'te gösterilen analiz sonuçları değerlendirildiğinde, 3. senaryoda şeffaf plak üzerinde bileşke yer değıştirme miktarı 0.313 mm olarak ölçülmüştür. Senaryo 3 ile benzer olarak en fazla bileşke yer değıştirmeler 12 numaralı dişin kron bölgesinde insizalden itibaren geniş bir dağılım gösterecek şekilde ve plak gingival kenar bölgesinde izlenmiştir. Ayrıca, 11 numaralı diş kronunda distoinsizal yüzeyinde de yer değıştirme değierlerinin arttığı gözlemlenmiştir. Renk dağılımı, deformasyonun hedef bölgeden çevre alanlara doğru azalan bir eğilimle yayıldığını göstermektedir.

Beşinci Senaryoya Ait Plak Yer Değiştirme Bulguları



Şekil 4. 35. Senaryo 5'e Ait Plak Bileşke Yer Değiştirme Bulguları

Şekil 4.35'te sunulan analiz sonuçları kapsamında 5. senaryoda şeffaf plak üzerinde bileşke yer değiştirme miktarı 0,568 mm olarak ölçülmüştür. Plakta 12 numaralı dişin kron bölgesinde insizalden itibaren geniş bir dağılım gösterecek şekilde yüksek deformasyon alanları gözlenmiştir. Ayrıca, 11 numaralı diş yüzeyinde insizal ve orta üçlü kron bölgelerinde yer değiştirme değerlerinin arttığı bulunmuştur. 13 numaralı diş kronunda mezial- insizal yüzeyinde de yer değiştirme değerlerinin arttığı gözlemlenmiştir. Renk dağılımı, deformasyonun hedef bölgeden çevre alanlara doğru azalan bir eğilimle yayıldığını göstermektedir.

5.TARTIŞMA

5.1.Amacın Tartışılması

Bu tez çalışmamızda farklı üretim teknikleri ve plak tasarımlarına sahip şeffaf plaklar kullanılarak maksiller lateral dişlere tork uygulandığında oluşan kuvvetlerin diş hareketi ile periodontal dokular üzerindeki gerilme dağılımına etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. SEA yöntemi kullanılarak yapılan çalışmada farklı üretim teknikleri ve plak tasarımlarının Von Mises gerilimleri üzerindeki etkileri karşılaştırılmış ve tork uygulamalarında plak tasarımı ve üretim yöntemlerinin biyomekanik davranış üzerindeki rolü araştırılmıştır. Elde edilen bulgular, şeffaf plaklarda yapılan modifikasyonların hem hedeflenen tork hareketinin etkinliğini hem de oluşabilecek istenmeyen diş hareketleri ile periodontal stres dağılımını etkilediğini ortaya koymuştur. Özellikle bölgesel kalınlık artışları ile hareket etkinliği artırılabilse de bu durumun beraberinde meziodistal devrilmeler, intrüziv etkiler ve komşu dişlerde reaktif kuvvetlere bağlı yan hareketler oluşturabildiği gözlemlenmiştir.

Günümüzde özellikle yetişkin hastaların artan estetik beklentisi ortodontik tedavide şeffaf plak kullanımını yaygınlaştırmaktadır (1). Ayrıca yapılan araştırmalar şeffaf plakların sabit ortodontik tedaviye kıyasla daha az randevu sayısı ve daha kısa koltuk süresi gibi avantajlar sunduğunu ve ortodontistler için zaman verimliliğini arttırabileceğini göstermektedir (56). Şeffaf plaklar, hasta ve hekimlere sağladığı avantajlara rağmen, çeşitli diş hareketlerini gerçekleştirmede hedeflenen etkinliğe henüz tam anlamıyla ulaşamamıştır (82). Bu durum, planlanan diş hareketlerinin yeterince gerçekleştirilememesine ve tedavi hedeflerine tam olarak ulaşamamasına yol açabilir. Şeffaf plak tedavileri dişlerde tork kontrolü ve kök hareketleri gibi kompleks diş hareketlerinde yetersiz kalmaktadır (3). Şeffaf plakların tedavi etkinliğini incelediği bir çalışmada, genel ortalama tedavi etkinliği %59 olarak bulunmuştur. Aynı çalışmada üst kesici dişlerde tork hareketinin ortalama doğruluğunun %42 olduğu belirtilmiştir (82). Tork hareketinde, rotasyon merkezi kron bölgesinde yer almaktadır. Bu durumda, kök hareketinin, kron hareketi olmadan veya minimal düzeyde bir kron hareketi ile gerçekleşmesi hedeflenmektedir (125). Tork hareketinin dişlerde etkili bir şekilde uygulanabilmesi için birbirine paralel ve farklı düzlemlerde etki eden eşit büyüklükte zıt kuvvetlerden oluşan bir kuvvet çifti oluşturulması gerekmektedir. Sabit tedavi mekaniklerinde braket slotları etrafında

yoğunlaşan yüksek kuvvet yükleri oluşabilir (81). Ancak rijit yapıları ve yüksek kuvvet iletim kapasitelerine rağmen sabit ortodontik mekanikler dahi bu hareketi istenilen düzeyde gerçekleştirmekte yetersiz kalabilmektedir. 0.022 inch slotlu braketlerin kullanıldığı sabit ortodontik tedavilerde, 0.019×0.025 inch paslanmaz çelik ark teli ile braket slotu arasında yaklaşık 10°'lik tork kaybı meydana gelebilmektedir (83). Sabit tedavi mekaniklerinde tork kaybını telafi etmek için farklı ark telinde üçüncü düzen bükümleri, braketleri yeniden konumlandırma, farklı tork değerlerine sahip braketler kullanmak gibi çeşitli önlemler alınabilmektedir. Günümüzde şeffaf plak sistemleri gelişimini sürdürmektedir. Plak materyallerinin iyileştirilmesi, plak tasarımlarının geliştirilmesi, ataşman ve ek mekanik sistemlerinin kullanılması gibi önlemler ile şeffaf plak tedavilerinin diş hareket etkinliği arttırılmaya çalışılmaktadır. Ancak plakların esnek materyal özellikleri, hasta kooperasyonu gerektirmeleri, ankraj kayıpları gibi nedenler tork hareketinde şeffaf plakların sabit tedavilere kıyasla yetersiz kalmalarına sebep olabilir.

Şeffaf plak tedavilerinde retrokline anterior dişlerin bulunduğu vakalarda, palatinalde konumlanan lateral dişlerin kökünün kemik içinde ideal konuma alınmasında, çekimli tedavilerde anterior dişlerin retraksiyonu sırasında paralel hareketin sağlanmasında ve ark genişletmesi planlanan vakalarda tork kontrolünün sağlanması gerekebilmektedir. Hong ve ark. yaptıkları retrospektif klinik çalışmada şeffaf plakların üst kesici dişlerin tork kontrolündeki etkinliğini değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Şeffaf plak tedavisi gören hastaların tedavi öncesi ve sonrası KIBT görüntüleri karşılaştırılmış ve anterior diş hareketleri ölçülmüştür. Çalışma bulguları, şeffaf plakların anterior dişlerde tork kontrolündeki ortalama doğruluğunun %46,81 olduğunu ve özellikle kök hareketinin sağlanmasının kuron hareketine kıyasla daha zor olduğunu ortaya koymaktadır. Araştırmacılar, bu sınırlılıkların üstesinden gelebilmek adına tedavi planlamasında aşırı düzeltme stratejilerinin uygulanması, plak tasarımının geliştirilmesi ve klinik süreçlerin özenle yürütülmesi gerektiğini belirtmektedir (126). Tork kontrolünün etkili şekilde gerçekleştirilmesi, dişlerin aksiyal eğimlerinin ideal değerlere ulaşmasına, dişlerin hem estetik hem de fonksiyonel açıdan uygun pozisyona yerleştirilmesine olanak sağlamaktadır. Aksi takdirde tedavi öngörülebilirliği azalmakta ve istenmeyen klinik sonuçlar ortaya çıkabilmektedir (80). Bu bilgiler doğrultusunda tez çalışmamızda tork hareketinin

dişler üzerindeki etkinliğini arttırmak amacıyla farklı plak üretim teknikleri ve plak tasarımları değerlendirilmiş ve sonuçların diş hareketi ve periodontal dokular üzerindeki etkisi karşılaştırılmıştır.

Şeffaf plak üretim tekniği ve plakların mekanik özellikleri tedavilerin klinik etkinliğinin arttırılması ve diş hareketlerinin tedavi planına uygun şekilde gerçekleştirilmesinde aktif bir role sahiptir (61,127). Bu nedenle, ortodontik tedavi planlamalarında kullanılan plak materyallerinin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi ve üretim tekniklerinin avantajları ile dezavantajlarının göz önünde bulundurulması, tedavi başarısını doğrudan etkileyen önemli bir unsurdur.

Şeffaf plak üretim tekniklerinin ve iş akışının karşılaştırılması ortodontik şeffaf plak tedavilerin etkinliğini etkileyen faktörleri belirleyebilmek adına gereklidir. Doğrudan üretim tekniğinde, fiziksel model üretimi ve model üzerinde gerçekleştirilen termoform şekillendirme gibi işlem basamaklarının atlanması sayesinde; atık üretiminde ve maliyetlerde azalma, üretim sürecinde kısalma ve üretimde doğruluk artışı gibi avantajların elde edilebileceği düşünülmektedir (67,128). Termoform şekillendirme yönteminde, sanal ortamda planlanan tedavi sürecine ait her bir adım için 3B dental modellerin fiziksel olarak üretilmesi ve şeffaf plakların bu modeller üzerinde ısı ile şekillendirilmesi gerekmektedir. Üretilen 3B modellerin doğruluğu çeşitli faktörlere bağlı olarak değişebilmektedir. Yurdakurban ve ark. tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, farklı 3B baskı teknolojileri ve model tasarım özelliklerinin, dental arkın belirli bölgelerinde elde edilen üç boyutlu modellerin doğruluğu üzerinde anlamlı farklılıklara neden olduğu gösterilmiştir (129). Bu konuda yapılan benzer bir çalışma ise model baskı açısı ve katman kalınlığının 3B baskılı dental modellerin doğruluğu üzerinde istatistiksel olarak anlamlı değişikliklere yol açtığını kanıtlamaktadır (130). Çalışmaların sonuçlarına göre üretilen modeller çeşitli faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterebilir ve standardizasyon sorunları yaşanabilir. Bu durumda 3B dental modellerdeki farklılıklar şekillendirme aşamasında şeffaf plaklara yansiyabilir ve tedavide kümülatif hatalara yol açabilir.

Direkt üretim yöntemiyle elde edilen şeffaf plaklar, sanal ortamdaki diş kavsine birebir uyumlu olacak şekilde doğrudan üretilirken; geleneksel termoform yönteminde ise şeffaf plak levhaları, ısı ile yumuşatıldıktan sonra 3B dental modeller üzerine uyarlanarak diş anatomisine uygun form kazanmaktadır. Yapılan çalışmalar termoform

işleminin şeffaf plakların optik özelliklerinde, mekanik davranışlarında ve kalınlığında değişikliğe neden olduğunu göstermektedir (11,62,127). Bu değişiklikler şeffaf plakların kuvvet iletimini ve tedavi sonuçlarını doğrudan etkileyebilmektedir. Direkt üretim tekniğinde termoform sürecinin bulunmaması, tedavi sonuçlarının öngörülebilirliğini artırma potansiyeline sahiptir. Bu bağlamda, termoform yöntemiyle üretilen şeffaf plakların yapısal ve mekanik özelliklerinin detaylı bir şekilde incelenmesi, elde edilen verilerin direkt üretim tekniğiyle üretilen plaklarla karşılaştırılması büyük önem taşımaktadır. Böylelikle, klinik uygulamalarda şeffaf plak materyali seçiminin, bu bilimsel veriler ışığında daha bilinçli ve tedavi başarısını artıracak şekilde yapılması mümkün olabilecektir.

Şeffaf plakların materyal özellikleri, kalınlıkları ve tasarım özellikleri tedavi süreci, diş ve periodontal dokulara uygulanan kuvvetleri doğrudan etkilemektedir. Hertan ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada direkt üretim şeffaf plaklar tarafından dikey yönde iletilen kuvvetlerin ölçülmesi ve kuvvet profilinin termoform şeffaf plaklar ile karşılaştırılması amaçlanmıştır. Çalışma sonuçları direkt üretim şeffaf plakların ortodontik diş hareketleri için biyolojik sınırlar içerisinde yeterli kuvvetler üretebildiğini göstermiştir. Ayrıca çalışma verilerine göre direkt üretim şeffaf plakların termoform plaklara göre optimum kuvvet aralığında daha tutarlı kuvvetler uygulama kapasitesine sahip olduğu belirtilmiştir (76). Alhasyimi ve ark.'a ait bir çalışmada farklı kalınlıklara sahip şeffaf plakların anterior dişlerde retraksiyon hareketi sırasında oluşturduğu stres dağılımları incelenmiş ve plak kalınlığının diş ve periodontal dokular üzerindeki yük birikimleri üzerinde etkili olduğunu gösterilmiştir (87).

Direkt üretim şeffaf plakların termoform şeffaf plaklara kıyasla plak kalınlığında daha etkili kontrol ve plak tasarımı özelleştirme yapabilme potansiyeli sunduğu düşünülmektedir. Plak üzerinde farklı kalınlık bölgeleri, basınç noktaları ve yüzey desenleri oluşturmanın ataşman ihtiyacını azaltmaya veya ortadan kaldırmaya katkı sağlayacağı öngörülmektedir (17,67,76). Günümüzde şeffaf plak tedavilerinde, tork kontrolü, rotasyon düzeltimi ve intrüzyon gibi karmaşık diş hareketlerinin etkinliğini artırmak amacıyla ataşmanlar sıklıkla tercih edilmektedir (3,82). Ancak, bu yardımcı yapılar birtakım dezavantajları da beraberinde getirmektedir. Ataşmanlar, çoğunlukla kompozit materyallerden oluşan ve doğrudan diş yüzeyine uygulanan yüzey eklentileridir. Literatürde yapılan çalışmalar, kullanılan kompozit materyal türü,

ataşmanların yerleştirildiği bölgeler ve uygulama teknikleri gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak ataşman yüzeylerinde anlamlı aşınmalar ve adeziv kaynaklı başarısızlıkların meydana geldiğini göstermektedir (131,132). Ayrıca, şeffaf plak tedavisinde kullanılan kompozit ataşmanların bağlanma performansının, hastaların günlük tükettiği yaygın içecekler ve beslenme alışkanlıkları tarafından da olumsuz etkilendiği bildirilmiştir (133). Bu aşınmalar ve bağlanma dayanımı problemleri, ataşman ile şeffaf plak arasındaki uyumun bozulmasına yol açarak, plağın tutuculuğu ve diş hareketi üzerindeki etkinliğini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (131). Bu bağlamda, diş hareketlerinin etkinliğini artırmak için kullanılan yardımcı mekaniklerin doğrudan diş yüzeylerine eklenmesi yerine, plak tasarımında yapılacak kalınlık modifikasyonları ve diğer özelleştirmelerle plağa aktarılması daha avantajlı olabilir. Çalışmamızda, direkt üretim şeffaf plaklarda uygulanacak bölgesel kalınlık değişikliklerinin, ataşman kullanım ihtiyacını azaltabileceği ve böylece tedavi etkinliğinin artırılacağı düşünülmektedir.

Teknolojinin ve 3B baskı reçine materyallerin gelişimi ile direkt üretim şeffaf plakların, ortodontik plak tedavilerinin başarısının arttırabileceği ve tork gibi kompleks diş hareketlerinin daha yüksek verimlilikte gerçekleştirilmesine olanak sağlayacağı düşünülmektedir(67). Bununla birlikte çeşitli şeffaf plak materyallerinin ve tasarımlarının mekanik performansının değerlendirildiği kanıta dayalı daha fazla bilimsel araştırma yapılmasına ihtiyaç vardır. Bu nedenle tez çalışmamızın amacı doğrultusunda tork uygulamalarında termoform üretim şeffaf plaklar ile direkt üretim şeffaf plakların etkinliği karşılaştırılmıştır. Ayrıca farklı plak tasarımlarında bölgesel kalınlık artışlarının hareket etkinliğine yansımaları araştırılmıştır. Bu çalışma ile SEA kullanarak, her bir plak tipinin dişler ve şeffaf plaklar üzerindeki biyomekanik etkilerinin ve kuvvet dağılımlarının detaylı bir şekilde incelemesi planlanmıştır. Böylece, ortodontik tedavi süreçlerinde tork hareketlerinin daha verimli bir şekilde uygulanmasına yönelik değerli bilgiler elde edilmesi hedeflenmektedir.

5.2. Metodun Tartışılması

Şeffaf plakların etkinliği üzerine yapılan çalışmalar, anterior dişlerde tork hareketi etkinliğindeki başarının posterior dişlere kıyasla daha düşük olduğunu göstermektedir (1). Simon ve ark. tarafından çalışmada şeffaf plakların üst kesici dişlerde tork hareketinin ortalama doğruluğunun genel ortalama tedavi etkinliğine göre

daha düşük değerler gösterdiği belirtilmiştir (82). Başka bir çalışmada ise şeffaf plaklarla yapılan tedavide en düşük doğruluk oranı tork hareketinde gözlemlenirken en düşük tork etkinlik değeri maksiller lateral dişlerde kaydedilmiştir (134). Benzer biçimde, tork kontrolünde şeffaf plakların biyomekanik davranışının değerlendirildiği Liu ve ark. 'a ait çalışmada ise lateral dişlerde kök kontrolünün etkinliği diğer dişlerden düşük bulunmuştur (135). Bu veriler doğrultusunda, tork hareketinin en az iletilendiği diş grubu olan maksiller lateral dişler üzerine palatinal kök torku uygulanmış; farklı üretim teknikleri ve plak tasarımlarının, plak materyali ve diş dokusu üzerindeki etkileri tez çalışmamız kapsamında değerlendirilmiştir.

Premolar diş çekimi planlanan vakalarda, anterior dişlerin retraksiyonu için genellikle palatinal kök torku uygulanması gerekmektedir. Ayrıca, fonksiyonel Sınıf III malokluzyona sahip hastalar ile kamufle olmuş Sınıf II vakalarında da anterior dişlerde palatinal kök torkunun kullanılması gerekebilir. Palatinal kök torkunun etkili şekilde uygulanabilmesi dişlerin ideal fonksiyonu ve estetiği için önemlidir. Çalışmalarda konu ile ilgili olarak palatinal kök torku uygulamaları ile şeffaf plakların biyomekanik etkinliği değerlendirilmiştir (126,136). şeffaf plakların kesici dişler üzerindeki hareket etkinliğinin araştırıldığı bir çalışmada lingual kök hareketlerinin labial kök hareketlerine kıyasla planlanan tedaviye daha düşük uyum gösterdiği bulunmuştur. Araştırmacılar, anterior dişlerde lingual kök hareketlerinin daha az öngörülebilir olduğunu ve istenilen hareketin elde edilebilmesi için ek düzeltmelere ihtiyaç duyulabileceğini ifade etmektedir (134). Tüm bu bilgiler dikkate alınarak tez çalışmamız maksiller lateral dişe palatinal kök torku uygulanacak şekilde planlanmıştır.

şeffaf plaklarla ortodontik tedavide, her bir plak adımımda dişe uygulanan tork miktarının biyolojik sınırlar içerisinde olması gerekmektedir. Literatürde, şeffaf plak sistemlerinde her aşamada genellikle 1°'lik tork hareketi uygulanmasının biyomekanik açıdan güvenli ve kontrollü olduğu belirtilmektedir (88). Ayrıca SEA'nın yalnızca tek aşamalı diş hareketlerini simüle edebilme kapasitesidir mevcuttur ve her bir plak adımımda ait hareket senaryosu ayrı ayrı değerlendirilmektedir (136). Bu doğrultuda, çalışmada kullanılan tork miktarı hem klinik gerçekliğe hem de modelleme sisteminin kısıtlarına uygun olarak belirlenmiştir. Çalışmamızda, klinik tedavi protokolüne uygun

olarak lateral dişlere 1° palatinal kök torku uygulanmış ve yalnızca tek bir plak adımına ait veriler değerlendirilmiştir.

Günümüzde teknoloji ve malzeme biliminde yaşanan gelişmelerle birlikte, şeffaf plak üretiminde atık miktarını azaltan, iş akışını hızlandıran ve tedavi doğruluğunu artırma potansiyeline sahip yeni üretim teknikleri ve şeffaf plak materyalleri geliştirilmektedir (67,128). Literatürde yeni geliştirilen dental reçine materyallerini ve direkt üretim şeffaf plakları değerlendiren çalışmalar artmaktadır (6–8). Şeffaf plak tedavilerinin beklendiği şekilde gerçekleştirilmesi ve tedavi hedeflerine ulaşılması kullanılan plak materyallerinin uygun mekanik özelliklere sahip olması ile yakından ilişkilidir. Bu nedenle materyal seçiminde biyomekanik özellikler göz önünde bulundurulmalıdır. İdeal şeffaf plak materyali, planlanan diş hareketlerini gerçekleştirecek kuvvetleri üretebilmek için yeterli sertliğe sahip olmalı; aynı zamanda oluşan kuvvet ve momentleri etkin şekilde iletebilmek için uygun elastik modül değerlerini göstermelidir (137). Bu anlamda net bir sayısal değer belirtilmemekle birlikte ISO 20795-2 standartlarına göre şeffaf plak materyallerinin en az 1300 MPa değerinde eğilme modülüne sahip olması önerilmektedir (138). Ancak çalışmalarda günümüzde yaygın olarak kullanılan şeffaf plak materyallerinin geleneksel Ni-Ti telin elastik modülünden yaklaşık 40 ila 50 kat daha düşük bir elastik modül sergilediği belirtilmektedir. Bu durum şeffaf plak malzemelerinin, çoğu sabit tedavi mekanikleri ile karşılaştırıldığında kalıcı deformasyona daha yatkın olduğunu düşündürmektedir (3). Bu nedenle çalışmamızda geleneksel termoform üretim yönteminde kullanılan şeffaf plak materyalleri ile direkt üretim tekniğinde kullanılan çeşitli dental reçine materyalleri karşılaştırılmış; bu materyallerin biyomekanik özellikleri ve potansiyel klinik etkileri incelenmiştir.

Geleneksel şeffaf plak tedavilerinde farklı materyal yapılarına ve farklı kalınlıklara sahip plaklar kullanılabilmektedir. PET, PET-G, TPU, PU, PC gibi içeriklere sahip plak materyalleri termoform şekillendirme yöntemi ile üretimde sıklıkla tercih edilebilmektedir (2,60,61). Yapılan literatür incelemeleri belirtilen bu materyaller arasında PETG'nin yüksek yırtılma direnci, iyi bariyer özellikleri, kimyasal direnç ve yüksek şeffaflık özellikleri nedeni ile yaygın bir kullanıma sahip olduğunu belirtmektedir (62). Daniele ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada yaygın olarak kullanılan beş farklı şeffaf plak materyalinin renklendirici ajanlara karşı

stabiliteleeri, su emilim davranış ve optik özellikleri karşılaştırılmış ve PETG plak materyalinin daha düşük su emilim davranışına ve daha iyi optik özelliklere sahip olduğu görülmüştür (139). Pratto ve ark. yaptıkları çalışmada termal şekillendirme işleminin çeşitli plak materyallerinin üzerindeki etkilerini incelemişler ve daha etkili ortodontik sonuçlar elde etmek için ortodontik bir kullanım sırası önermişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre tedavinin ilerleyen aşamalarında istenilen rijitliği sağlamak ve kompleks hareketler için gereken kuvveti üretebilmek adına PETG içerikli şeffaf plakların kullanılabileceğini belirtmişlerdir (140). Bu veriler ışığında tez çalışmamızda direkt üretim şeffaf plak materyallerinin etkinliğini karşılaştırmak için PETG içerikli Duran (Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Almanya) termoplastik şeffaf plak materyali tercih edilmiştir.

Dental LT® plak reçinesi Sınıf IIa biyoyumluluk sınıfında bulunan bir doğrudan baskı reçinesidir ve üretici firma tarafından okluzal koruyucu ve splint üretiminde kullanılması önerilmektedir (69). Ancak literatürde şeffaf plak materyali olarak kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur (6,141,142). Jindal ve ark. tarafından yapılan çalışmada Dental LT® plak reçinesi kullanılarak üretilen şeffaf plakların kütleme işlemi sonrasındaki mekanik özellikleri değerlendirilmiş ve kısa kütleme süreleri ve düşük sıcaklıkta bile yeterli mekanik dayanıma sahip şeffaf plakların üretilebileceği gösterilmiştir (141). Ayazoğlu ve arkadaşları, Dental LT® plak reçinesi kullanılarak üretilen şeffaf plakların okluzal kuvvetler altındaki boyutsal değişimlerini ve mekanik davranışlarını SEA ile incelemiş; bu plakların, okluzal yükler altında termoform yöntemiyle üretilen şeffaf plaklarla benzer mekanik özellikler sergilediğini ortaya koymuştur (142). Elde edilen bulgular doğrultusunda, araştırmacılar Dental LT® reçinesiyle üretilen plakların, geleneksel termoform plaklara potansiyel bir alternatif olabileceğini ifade etmiştir. Başka bir çalışmada ise PETG materyal içeriğine sahip termoform şeffaf plaklar ile Dental LT reçine bazlı şeffaf plakların geometrik doğruluğu ve kompresyon kuvvetlerine dayanımı karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçları Dental LT reçinesi ile üretilen direkt üretim şeffaf plakların daha yüksek geometrik doğruluğa sahip olduğunu ve daha yüksek kompresyon kuvvetlerine dayanabildiğini göstermektedir. Ayrıca çalışmada direkt üretim plakların elastik deformasyona uğradığı buna karşılık termoform plakların plastik ve geri dönüşümlü olmayan deformasyon sergilediği belirtilmiştir (6). Literatürde bildirilen yüksek geometrik

doğruluk ve mekanik dayanım özellikleri göz önünde bulundurularak tez çalışmamızda, direkt üretim şeffaf plakların değerlendirilmesinde kullanılacak materyallerden biri olarak, Dental LT® reçinesi seçilmiştir.

Tera Harz TC-85 ve TA-28 fotopolimer 3B baskı reçineleri, üretici firma tarafından doğrudan şeffaf plak üretimi için geliştirilmiş, Sınıf IIa biyouyumluluk sertifikasına sahip materyallerdir. Yüksek uzama kapasitesi, yüksek esneklik ve şekil hafızası özelliklerine sahip olduğu belirtilen materyalin diş hekimliği uygulamalarında kullanıma uygun olduğu bildirilmektedir (72). TC-85 reçinesi son zamanlarda direkt üretim şeffaf plaklarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Literatürde bu reçinenin mekanik ve klinik özelliklerinin araştırıldığı çalışmalar mevcuttur. Koenig ve ark. (9) yaptıkları çalışmada TC-85 reçine bazlı direkt üretim şeffaf plakların termoform yöntemi ile üretilmiş şeffaf plaklara göre daha yüksek doğruluk gösterdiğini belirtmiştir (9). Lee ve ark.'ın (74) gerçekleştirdiği çalışmada, direkt baskı yöntemiyle üretilen şeffaf plaklar için geliştirilen TC-85 reçinesinin termomekanik ve viskoelastik özellikleri incelenmiş ve bu bulgular, termoform plak üretiminde yaygın olarak kullanılan PETG materyali ile karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre, TC-85 reçinesiyle üretilen direkt baskı şeffaf plaklar, sahip oldukları yüksek esneklik ve viskoelastik özellikler sayesinde dişlere sürekli ve hafif kuvvet uygulama potansiyeline sahiptir. Ayrıca, plakların tekrarlı takılıp çıkarılması sonucu oluşan kuvvet kayıplarının TC-85 materyalinde belirgin şekilde azaldığı bildirilmiştir. TC-85'in yüksek sıcaklıklarda gösterdiği geometrik stabilite ve şekil hafızası özelliklerinin, uzun süreli klinik kullanım açısından önemli avantajlar sağlayabileceği vurgulanmıştır (74). Bununla birlikte, TC-85 reçinesi ile direkt baskı yöntemiyle üretilen plakların klinik kullanım sonrası mekanik özelliklerinde değişiklik meydana geldiğini ortaya koyan çalışmalar da bulunmaktadır. Sayahpour ve ark.'ın yaptıkları çalışmada ağız içi yaşlanmanın plakların mekanik özellikleri üzerine etkisini araştırmış ve farklı plak materyalleri karşılaştırmıştır. Bu çalışmanın bulguları, TC-85 ile üretilen doğrudan baskı plaklarının, klinik kullanım sonrası termoform plak materyallerine kıyasla mekanik özellikler açısından daha fazla değişikliğe uğradığını ve bu durumun plakların klinik etkinliğini olumsuz yönde etkileyebileceğini göstermiştir (143). Göksu ve ark. (144) tarafından TC-85 reçinesi ile üretilen doğrudan baskı şeffaf plakların klinik performansına yönelik yürütülen tez çalışmasında,

sıralanma, marjinal kenar uyumu, bukkolingual eğim, overjet, okluzal kontak ve okluzal ilişki gibi parametreler açısından sabit ortodontik tedavi ve diğer şeffaf plak grupları ile karşılaştırıldığında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Ancak kök eğimi skoru bakımından, sabit tedavi grubunun direkt baskı ile üretilen şeffaf plaklara kıyasla daha başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Bu bulgu, direkt baskı yöntemiyle üretilen plakların belirli 3B hareketler üzerindeki etkinliğinin sınırlı olabileceğine işaret etmektedir (144).

TA-28, aynı üretici firma tarafından TC-85 materyalinin mekanik özelliklerinin geliştirilmesiyle üretilmiş yeni nesil bir 3B baskı şeffaf plak reçinesidir. Yoğunluk, viskozite ve sertlik açısından TC-85 ile benzer mekanik özellikler göstermesine rağmen, elastik modül ve eğilme direnci değerleri TA-28 materyalinde daha yüksek bulunmuştur. TC-85 ile olan yapısal benzerliği nedeniyle, benzer kuvvet iletim karakteristiklerine ve stres gevşemesi özelliklerine sahip olabileceği öngörülmektedir. Ayrıca TA-28 su absorpsiyonu açısından TC-85'e göre önemli bir iyileşme sağlamıştır (75). Bu iyileşme sayesinde, TA-28'in ağız içi ortamda TC-85'e kıyasla daha stabil mekanik özellikler sergilemesi ve bu durumun klinik uygulamalarda önemli avantajlar sunması beklenmektedir. TA-28 reçinesi, TC-85'e benzer şekilde şekil hafızası özelliğine sahip olup, bu sayede kuvvet kaybını azaltarak tork hareketi gibi yüksek kuvvet gerektiren ortodontik diş hareketlerinin daha etkin bir şekilde iletilmesine ve tedavi doğruluğunun artırılmasına olanak tanımaktadır. Bu özellikleri, TA-28'i şeffaf plak üretimi için uygun bir materyal hâline getirmektedir. Bununla birlikte klinik kullanıma entegre edilmeden önce TA-28 reçinesinin biyomekanik etkilerini araştıran daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir. Bu nedenle tez çalışmamızda direkt üretim şeffaf plakların değerlendirilmesinde kullanılacak daha gelişmiş bir materyal olan TA-28 şeffaf plak reçinesi tercih edilmiştir.

Şeffaf plak tedavilerinde kontrollü diş hareketlerinin gerçekleştirilebilmesi için uygun kuvvet momentlerinin oluşturulması ve bu kuvvetlerin tedavi süresi boyunca hassas bir şekilde etkinliğini sürdürmesi gerekmektedir. Kuvvet iletiminde kullanılan materyalin mekanik özelliklerinin yanı sıra, kullanılan şeffaf plakların kalınlığı da önemli bir faktördür. Plak kalınlığının, materyalin kuvvet-deformasyon özelliklerini etkileyerek, iletilen kuvvetin büyüklüğünü değiştirdiği belirtilmektedir (137). Literatürde, şeffaf plaklarda 0.40 mm ile 1.50 mm arasında değişen kalınlıkların

kullanıldığı çeşitli çalışmalar bulunmaktadır (13,14). Elkholy ve ark. tarafından gerçekleştirilen çalışmada, farklı kalınlıklardaki şeffaf plakların maksiller santral diş uyguladığı kuvvet ve moment bileşenleri ölçülmüş ve kullanılan 0.3 mm ve 0.4 mm kalınlığındaki PET-G plakların model üzerinden çıkarılırken deformasyona uğradığı gözlemlenmiştir. Ölçüm sonuçları, diş aktarılan kuvvetlerin 0.3 mm kalınlıkta %71, 0.4 mm kalınlıkta ise %35 oranında azaldığını ortaya koymuştur (145). Alhasyime ve ark.'ın yapmış oldukları bir çalışmada maksiller kesici dişlerin retraksiyonu sırasında farklı plak kalınlıklarının dişler üzerindeki yansımaları değerlendirilmiştir. Çalışma sonuçları retraksiyon hareketi için ideal plak kalınlığının 0.75 ile 0.85 mm arasında olduğunu göstermiştir. Ayrıca yazarlar diş hareketi için önemli miktarda kuvvet gerektiğinde 0.95 mm kalınlığındaki plakların da kullanılabileceğini ancak bu değerden daha yüksek plak kalınlıklarının diş ve çevre dokularda yıkıcı etkilerinin olacağını belirtmektedir (87). Teknolojinin gelişmesi ile kullanımı yaygınlaşan direkt üretim 3B şeffaf plakların kalınlık protokolü ile ilgili yapılan çalışmalar da artmaktadır. Yeni geliştirilen bir protokol, 3B direkt üretim şeffaf plakların bir haftalık kullanım için 0.5 mm, on günlük kullanım için 0.7 mm plak kalınlığında tasarlanmasını önermektedir (68). Lee ve ark.'na ait çalışmada ise termoform işleminin plaklar üzerindeki etkisi göz önünde bulundurularak 0.75 mm kalınlığa sahip PETG içerikli termoform plaklar ile 0.5 mm kalınlığa sahip TC-85 reçine içerikli direkt üretim plakların mekanik ve viskoelastik özellikleri karşılaştırılmış ve uzun vadede TC-85 plakların kuvvet kaybının daha az olduğu bulunmuştur (74). Bu çalışmaların sonuçlarına göre çalışmamızda en ideal olduğu düşünülen kalınlık termoform şeffaf plak için 0.75 mm ve direkt üretim şeffaf plak için ise 0.5 mm olarak belirlenmiştir.

Direkt üretim şeffaf plak tekniğinin, plak tasarımı ve bölgesel kalınlık modifikasyonlarına olanak tanınması sayesinde tedavi etkinliğini artırma potansiyeli sunduğu; ayrıca kontrolü zor diş hareketlerinde kullanılması gereken ataşman ihtiyacını azaltabileceği belirtilmektedir (17,67). Literatürde direkt üretim şeffaf plaklarda oluşturulan basınç alanları ve modifiye plak tasarımları ile ilgili sınırlı sayıda çalışmaya rastlanmıştır. Grant ve ark.'a ait çalışmada 0.5 mm kalınlığa sahip direkt üretim şeffaf plaklar belirli bölgelerde fasiyal ve lingual yüzeyleri 1 mm olacak şekilde modifiye edilmiş ve santral kesici dişin lingual hareketi sırasında oluşan kuvvet ve

momentler incelenmiştir (18). Bae ve ark. ise yaptıkları çalışmalarında termoform plak materyali ve direkt üretim plak reçinesinden üretilen örnekler üzerinde 1 mm x 5 mm boyutlarında ve derinliği 1 mm olacak şekilde güç çıkıntısı benzeri basınç alanları tasarlayarak bu tasarımın materyallerin mekanik özelliklerine etkisini incelemişlerdir (146). Bir başka çalışmada ise maksiler lateral dişe rotasyon hareketi uygulayacak şekilde 1 mm x 3 mm boyutlarında ve 1 mm kalınlığında olacak şekilde basınç noktaları tasarlanmış ve bu noktaların olduğu bölgelerde total plak kalınlığı 1.5 mm'ye ulaşmıştır (147). Çalışmalar incelendiğinde şeffaf plak tasarımı ve basınç alanlarının şekli, boyutu ve lokalizasyonuna ilişkin ortak bir standart bulunmadığı ve tedavi hedeflerine yönelik olarak bu eklentilerin tasarımının uyarlanabileceği görülmüştür.

Yapılan literatür taramaları sonucunda, şeffaf plak tedavisinde kullanılan güç çıkıntılarının boyutlarına ilişkin üretici firmalar tarafından sunulan spesifik verilere ulaşamamıştır. Ancak, farklı diş hareketlerine yönelik etkili güç çıkıntısı derinliklerini inceleyen çeşitli bilimsel çalışmalar mevcuttur. (112,148). Cheng ve ark. tarafından SEA kullanılarak yapılan bir çalışmada, diş çekimli olgularda anterior dişlere uygulanan tork hareketi sırasında farklı güç çıkıntısı derinliklerinin biyomekanik etkileri değerlendirilmiştir. Çalışmada 0,5 mm kalınlığında şeffaf plak kullanılarak, 0–1 mm aralığında çeşitli derinliklerde güç çıkıntıları modellenmiş ve 0,6 mm ve üzeri derinliklerin dişlerde istenmeyen distal rotasyonlara neden olduğu tespit edilmiştir. Buna karşın, 0,4 mm derinliğindeki güç çıkıntısının, tork hareketini en kontrollü ve ideal şekilde yansıtan tasarım olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, servikal alana yerleştirilen 0,4 mm derinliğindeki güç çıkıntısının, plak ile diş yüzeyi arasında bir açı oluşturarak karşı moment oluşumuna katkı sağladığı; bu açının büyüklüğünün ise doğrudan güç çıkıntısı yüksekliği ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (112). Doğrugören ve ark. tarafından yapılan çalışmada, lateral kesici dişlerin kuron ve kök hareketleri üzerinde farklı ataşman ve güç çıkıntısı tasarımlarının etkinliği değerlendirilmiştir. Çalışmada, 0,4×1,5×3,5 mm (derinlik × yükseklik × genişlik) boyutlarında ve yarı silindirik formda tasarlanan güç çıkıntılarının, özellikle tork hareketinin etkinliğini arttırdığı bildirilmiştir (86). Bu veriler ışığında çalışmamızda tork hareketinin etkinliğini arttırmak amacıyla 0,5 mm kalınlığındaki direkt üretim şeffaf plaklarda ilgili dişlerin hareket yönüne ve biyomekanik gereksinimlerine göre belirlenen

bölgelerde 0.4 mm kalınlık artışıyla basınç alanları oluşturulacak şekilde tasarım yapılmıştır.

Literatürde yer alan bazı çalışmalarda, güç çıkıntılarının labial ve gingival yüzeylere konumlandırılmasının etkinliği karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Ancak biyomekanik değerlendirmeler, yalnızca labial bölgeden uygulanan kuvvetin, tork hareketi için gerekli olan kuvvet çiftini her zaman oluşturamayabileceğini ortaya koymuştur (58,86). Öte yandan, şeffaf plakların gingival bölgede tam adaptasyon sağlayamaması durumunda, plağın bu bölgeden uzaklaşmasıyla kuvvetin iletim noktası değişebilmekte ve bu da dişte istenmeyen hareketlere neden olabilmektedir. Bu durum literatürde “karpuz çekirdeği etkisi” olarak adlandırılmakta ve tork etkinliğini azaltabilmektedir (149). Bu doğrultuda, benzer bir biyomekanik etki elde edebilmek amacıyla labial ve palatinal bölgelerde bölgesel kalınlık artışları uygulanmış; bu modifikasyonun, yalnızca labial bölgede yapılan kalınlık artışına kıyasla tork kontrolü üzerindeki etkisi karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Böylece, yalnızca labial kalınlık artışının neden olabileceği biyomekanik sınırlamaların önüne geçilmesi ve plak tasarımında daha dengeli bir kuvvet iletiminin sağlanması amaçlanmıştır.

Yapılan çalışmalar, şeffaf plakların mekanik özelliklerinin, ağız içi çevresel koşullar ve tükürüğün etkisiyle değişime uğradığını, ayrıca kullanılan materyalin yapısına bağlı olarak uygulanan kuvvetlerin iletiminde farklılıklar meydana geldiğini ortaya koymaktadır. (143). Bu nedenle, in vivo çalışmalarda şeffaf plak materyallerinin özellikleri ve biyomekanik davranışları etkili bir şekilde değerlendirilemeyebilir ve bu durum çalışma koşullarında standardizasyonun sağlanmasını güçleştirebilir. SEA yönteminde çevresel koşullar elimine edilerek belirli bir sistemin davranışı matematiksel olarak simüle edilmektedir. Bu analiz yöntemi tıbbi cihaz geliştirme süreçlerinde malzemenin etkinliği ve mekanik davranışlarının incelenmesi ile biyolojik dokuların stres yüklemelerine karşı cevabının değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (124,137). SEA yönteminin in vivo çalışmalar ve diğer laboratuvar testlerine kıyasla doku örneklerine ihtiyaç duymadan gerçekleştirilebilmesi, etik sorunların önüne geçilmesini sağlaması ve zaman açısından tasarruf sunması gibi önemli avantajlar sunduğu yapıla çalışmalarda belirtilmektedir (124). Ayrıca dokuların etkiyen kuvvet ve momentler karşısında

oluşturduğu gerilim ve şekil değişikliklerinin nicel olarak ölçülmesindeki zorluklar nedeniyle biyomekanik çalışmalarda da bu yöntemin kullanılmasının yararlı olacağı düşünülmektedir (124). Bu bağlamda, çevresel koşulların materyaller üzerindeki etkilerini elimine ederek biyomekanik davranışlarının ve kuvvet aktarımının test edilebilmesi amacıyla çalışmamızda SEA yönteminden yararlanılmıştır. Şeffaf plak tasarım ve kalınlık modifikasyonlarındaki değişikliğin diş hareketine etkileri bu analiz yöntemi ile 3B ortamda simüle edilerek incelenmiştir. SEA yöntemi ile çalışmamızdan elde edilen analiz sonuçlarının gelecekteki klinik uygulamalara ışık tutacağı ve daha etkin, öngörülebilir şeffaf plak tasarımlarının geliştirilmesine katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

5.3.Bulguların Tartışılması

Tork hareketinin kontrolü hem şeffaf plak tedavilerinde hem de sabit ortodontik tedavi mekaniklerinde en zorlu ve karmaşık hareketlerden biri olarak değerlendirilmektedir (3,83). Çalışmamızda, maksiller lateral dişlere tork uygulanması senaryosu üzerinden, farklı üretim teknikleri ve plak tasarımlarına sahip şeffaf plakların etkisi değerlendirilmiştir. SEA yöntemi kullanılarak, bu senaryolarda oluşan diş hareketleri ile periodontal dokular üzerindeki gerilme dağılımı ayrıntılı biçimde analiz edilmiştir. Elde edilen bulgular, bölgesel plak kalınlık tasarımlarının ve farklı plak materyallerinin hem dişin hareket yönü hem de periodontal dokular üzerindeki stres profili üzerindeki yansımalarını ortaya koymuştur.

Çalışmamızda, farklı senaryolar üzerinden 12 ve 22 numaralı dişlere uygulanan 1°'lik tork hareketi uygulanmıştır fakat elde edilen etkiler, kuvvet dağılımları, stresler ve yansımaları 11, 12 ve 13 numaralı dişler üzerinde gözlemlenmiştir. Elde edilen veriler doğrultusunda, diş hareketine dair en belirgin bulgular 12 numaralı dişin bileşke yer değiştirme değerleri ile tork hareketinin en anlamlı şekilde izlendiği y eksenindeki hareketlerden elde edilmiştir. Bu bağlamda 12 numaralı diş çalışmamızda tork uygulamasının biyomekanik etkilerini en belirgin şekilde yansıtan referans diş olarak değerlendirilmiştir.

12 Numaralı Dişin Bileşke Yer Değiştirme Bulgularının Tartışılması

Referans diş olarak belirlenen 12 numaralı dişe ait bileşke yer değiştirme bulguları incelendiğinde hem kron hem de kök düzeyinde en yüksek yer değiştirme değerleri, plak kalınlığının labiogingival ve palatoinsizal bölgelerde artırılarak bölgesel olarak modifiye edildiği Senaryo 5'te elde edilmiştir. Buna karşılık, en düşük yer değiştirme değerleri, tüm yüzeylerde 0,5 mm'lik uniform direkt üretim plak kalınlığına sahip olan Senaryo 2'de ölçülmüştür. Bu bulgular, hareket etkinliğine yönelik biyomekanik etkinin şeffaf plak kalınlığının bölgesel olarak değiştirilmesiyle artabileceğini göstermektedir. Ancak çalışmada her bir senaryo yalnızca 1°'lik tek bir plak adımı üzerinden test edilmiş olup, bu durum senaryolar arasında anlamlı farklar oluşmamasına neden olmuş olabilir. Daha yüksek tork değerleri ve çoklu plak adımlarını içerecek şekilde tasarlanacak ileri analizlerde, senaryolar arasında gözlenen bu minimal farkların daha belirgin hale gelmesi ve klinik olarak anlamlı düzeylere ulaşması mümkündür. Bu bağlamda, özellikle plak kalınlığında bölgesel değişikliklerin tork kontrolü üzerindeki etkisinin daha net anlaşılabilmesi için kapsamı genişletilmiş ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

12 Numaralı Dişin Y Eksenindeki Bulgularının Tartışılması

Dişlerin kron ve kök bölgelerine ait yer değiştirme bulguları, tanımlanan koordinat sisteminin x, y ve z eksenleri üzerinde ayrı ayrı değerlendirildiğinde, tüm senaryolar için en fazla yer değiştirmenin y eksenine doğrultusunda gerçekleştiği görülmüştür. Bu durum, çalışmamızda 12 ve 22 numaralı dişlere uygulanan 1°'lik tork hareketinin etkisinin en belirgin biçimde labiopalatinal yönü temsil eden y ekseninde ortaya çıktığını göstermektedir. Referans diş olarak belirlenen 12 numaralı dişe ait kron ve kök hareketleri y ekseninde detaylı şekilde incelendiğinde hem kron hem de kök düzeyinde en düşük yer değiştirme değerlerinin, tüm yüzeylerde 0,5 mm'lik uniform direkt üretim plak kalınlığına sahip olan Senaryo 2'de ölçüldüğü belirlenmiştir. Buna karşılık, en yüksek yer değiştirme değerleri ise plak kalınlığının labiogingival ve palatoinsizal bölgelerde bölgesel olarak artırıldığı modifiye tasarıma sahip Senaryo 5'te elde edilmiştir ve tork hareketinin daha iyi yansıdığı görülmüştür.

Çalışmamıza benzer şekilde, Doğrugören ve ark. (86) tarafından yürütülen bir çalışmada da şeffaf plak tedavisinde üst lateral kesici dişlere uygulanan tork hareketinde farklı ataçman tipleri ve güç çıkıntılarının etkinliği değerlendirilmiştir.

Yapılan çalışmanın bulguları 1° ve 2° gibi düşük tork seviyelerinde yardımcı eleman içermeyen plak grubunun ve yalnızca labial güç çıkıntısı uygulanan grubun göreceli olarak daha yüksek etkinlik sergilediğini göstermiştir. Tez çalışmamıza ait bulgular değerlendirildiğinde, ilgili literatürden farklı olarak en düşük diş hareketi etkinliğinin, kalınlık modifikasyonu içermeyen uniform yapıya sahip şeffaf plak grubunda gözlemlendiği; buna karşılık en yüksek hareket etkinliğinin ise hem labial hem de palatinal yüzeylerde kalınlık artışı uygulanan plak grubunda elde edildiği belirlenmiştir. Çalışmalar arasında gözlenen bu farklılıkların, kullanılan yöntem ve modelleme yaklaşımlarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bizim çalışmamızda, diş, kemik ve plak yapıları SEA dayalı olarak dijital ortamda simüle edilmişken, Doğrugören ve ark.'nın çalışmasında fiziksel typodont modeller kullanılmıştır. Bu metodolojik farklılıklar, elde edilen sonuçlar üzerinde etkili olmuş olabilir. Çalışmamızda SEA yönteminin kullanılmasının, diş, kemik ve plak gibi kompleks anatomik yapıları dijital ortamda yüksek doğrulukla modelleyerek, klinik koşulları daha gerçekçi şekilde yansıtmaya olanağı sunduğu düşünülmektedir. SEA'nın, malzeme özelliklerinin heterojen yapısını, sınır koşullarını ve yük dağılımını ayrıntılı olarak simüle edebilme kabiliyeti sayesinde, tedaviye özgü biyomekanik davranışlarına dair daha hassas ve sayısal analizler sağladığı kabul edilmektedir (150). Çalışmamızda kortikal ve trabeküler kemik ile PDL dokusu analiz programına tanımlanmış ve fiziksel modellerde gözlemlenemeyen küçük deformasyonların, stres birikimlerinin ve kuvvet etkileşimlerinin biyolojik dokular üzerindeki yansımaları gözlenmiştir. Dolayısıyla, çalışmamızda kullanılan SEA yöntemi, fiziksel typodont modellerine kıyasla daha kontrollü ve idealize bir ortamda detaylı analizler yapma avantajı sunmuş olup bu yöntemin elde edilen sonuçların doğruluğunu artırdığı ileri sürülebilir. Buna karşılık, Doğrugören ve ark. (86) çalışmasında 5°'lik daha yüksek tork uygulandığında hem labial hem de palatinal yüzeylerde güç çıkıntısı içeren grubun, ataçmansız gruba kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek tork etkinliği sağladığını rapor etmiştir (86). Çalışmamızda ise yalnızca tek bir plak adımına ait 1°'lik tork uygulamasının etkisi değerlendirilmiş olup, daha yüksek tork uygulamalarında elde edilebilecek sonuçların Doğrugören ve ark.'nın bu bulgusuyla örtüşebileceği düşünülmektedir.

Hong ve ark. tarafından gerçekleştirilen ve çalışmamızda kullanılan yöntemle benzer şekilde tasarlanan bir çalışmada, üst santral kesici dişlere şeffaf plak ile 1°'lik

tork uygulanarak, farklı yardımcı elemanların diş hareketi ve stres dağılımı üzerindeki etkileri SEA ile değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, herhangi bir yardımcı eleman içermeyen şeffaf plaklarla karşılaştırıldığında, elipsoidal ataçman kullanımının labiolingual inklinasyon kontrolü açısından daha yüksek etkinlik sağladığı, güç çıkıntısının ise kök kontrolü açısından daha başarılı olduğu rapor edilmiştir. (136). Bu bulgular çalışma verilerimizi destekler niteliktedir.

Çalışmamıza ait y eksenindeki senaryo bulguları karşılaştırıldığında, plak kalınlığında ve bölgesel tasarımda yapılan değişikliklerin tork hareketi üzerindeki etkisinin anlamlı olduğu, ancak bu etkinin uygulanan tork miktarının düşük (1°) olduğu senaryolar için klinik olarak anlamlı düzeyde farklılık yaratmadığı sonucuna ulaşılmıştır. Bununla birlikte, daha yüksek dereceli tork hareketlerinin değerlendirileceği ileri düzey in vitro ya da klinik çalışmalarda, bu farklılıkların daha belirgin hale gelebileceği ve klinik olarak anlamlı sonuçlar doğurabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda, bölgesel kalınlık modifikasyonlarının diş hareketi üzerindeki etkilerinin yanı sıra, farklı plak materyallerinin biyomekanik davranışları da değerlendirilmiştir. Bu kapsamda, termoform üretim tekniğinde yaygın olarak kullanılan PETG içerikli Duran şeffaf plak materyali ile doğrudan üretim tekniğinde kullanılan TA-28 reçine bazlı şeffaf plak materyali, Senaryo 1 ve Senaryo 2’de karşılaştırılmıştır. Senaryo 1 ve Senaryo 2’de seçilen şeffaf plak kalınlıkları, literatürdeki çeşitli çalışmalarda kullanılan değerler dikkate alınarak belirlenmiştir (6,11,18). Senaryo 1’de, tork hareketi için gerekli kuvvet uygulamaları göz önünde bulundurularak klinik uygulamalarda yaygın olarak tercih edilen 0,75 mm’lik plak kalınlığı kullanılmıştır. Senaryo 2’de ise, termoform plak materyallerine kıyasla daha rijit özellikler gösteren direkt üretim materyalinin yapısal avantajları değerlendirilmiş; bu doğrultuda, klinik kullanım açısından uygun olduğu düşünülen 0,5 mm’lik şeffaf plak kalınlığı tercih edilmiştir. Çalışmamız, SEA yöntemi ile gerçekleştirilmiş olup, üretim tekniğine ve çevresel koşullara bağlı olarak meydana gelebilecek kalınlık değişimleri dışlanarak idealize bir simülasyon ortamında değerlendirmeler yapılmıştır. Materyaline bulgulara göre, 0,5 mm uniform kalınlıkta simüle edilen TA-28 reçine materyali, daha düşük elastik modül ve daha yüksek Poisson oranına sahip olmasına rağmen, 0,75 mm kalınlıkta simüle edilen termoform şeffaf plak materyaline kıyasla

daha az diş hareketine neden olmuştur. Bu sonuç, şeffaf plakların diş hareketine etkisinde yalnızca materyal özelliklerinin değil, aynı zamanda plak kalınlığının da belirleyici bir rol oynadığını ortaya koymaktadır. Bulgular doğrultusunda, plak kalınlığının, materyal türünden bağımsız olarak diş hareket etkinliği üzerinde daha baskın bir etkisi olabileceği düşünülmektedir. Ancak literatürde, özellikle üretim yöntemine bağlı olarak, şeffaf plak materyallerinin kalınlıklarının klinik uygulamalarda kontrolsüz şekilde değişebileceğine dair bulgular yer almaktadır (65,74). Örneğin, Lombardo ve ark. (65) yaptıkları çalışmada, ısı ile şekillendirme işlemi sonrasında anterior bölgedeki plak kalınlıklarında belirgin azalma meydana geldiğini tespit etmişlerdir. Benzer şekilde, Lee ve ark. (74) PETG materyalinde, termoform öncesi 0,75 mm olan kalınlığın işlem sonrası ortalama %54,7 oranında azaldığını bildirmişlerdir. Aynı alışmada, 3B baskı ile üretilen TC-85 örneklerinde ise planlanan kalınlık değerinin %12 üzerinde bir ortalama kalınlık ölçülmüştür (74). Bu bulgular doğrultusunda, klinik koşullarda Senaryo 1 ve Senaryo 2’de kullanılan materyallerin kalınlık değerlerinin birbirine yakın olabileceği ve bu durumun biyomekanik etkiler üzerinde rol oynayabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Dolayısıyla, in vitro ortamda veya dijital simülasyonlarla elde edilen sonuçların, klinik uygulamalarda bazı farklılıklar gösterebileceği unutulmamalıdır.

12 numaralı dişe ait senaryolar kendi içinde karşılaştırıldığında, diş kökünün bileşke yer değiştirmesi ile y eksenini üzerindeki hareket miktarının Senaryo 3 ve Senaryo 4’te eşit olduğu gözlemlenmiştir. Bu bulgu, benzer plak tasarımına sahip senaryolarda kullanılan Dental LT ve TA-28 reçine materyallerinin, tork hareketi açısından benzer biyomekanik etkilere sahip olduğunu göstermektedir. Ancak alışmamızda, SEA ile yalnızca belirli bir zaman noktasındaki kuvvet-moment ilişkileri ve biyomekanik etkiler değerlendirilmiş; materyallerin uzun vadeli davranış değişiklikleri bu kapsam dışında bırakılmıştır. TA-28 reçine esaslı şeffaf plak materyalinin şekil hafızası özelliğine sahip olduğu bilinmektedir (75). Bu zellik nedeniyle, zaman içerisinde plak tarafından uygulanan kuvvetin miktarı ve yönü değişebilir. Dolayısıyla, başlangıçta benzer görünen biyomekanik etkiler, uzun vadede kök hareketleri açısından anlamlı farklılıklar oluşturabilir. Bu bağlamda, materyal seçiminin yalnızca anlık kuvvet üretimi değil, zaman içinde gösterdiği mekanik stabilite ve kalıcılık açısından da değerlendirilmesi gereklidir.

Çalışmamızda, 12 numaralı dişe ait y eksenindeki hareket verileri incelendiğinde, uygulanan senaryolarda gerçekleştirilen bölgesel plak kalınlığı artışlarının bu ekseninde kök hareketinde artış sağladığı ve tork hareketi üzerinde etkili olduğu gözlemlenmiştir. Bununla birlikte, benzer bölgesel kalınlık modifikasyonlarının yalnızca kök hareketini değil, aynı zamanda kron düzeyinde hareketi de artırdığı tespit edilmiştir. Bu durum, şeffaf plakların biyomekanik özellikleriyle ilişkili olup, kuvvetin dişin tamamına homojen biçimde iletilememesi ile açıklanabilir. Elde edilen bulgular, şeffaf plaklarla gerçekleştirilen tork uygulamalarında sıklıkla karşılaşılan, kökün hedeflenen yönde yeterli hareket göstermemesi veya hareketin ağırlıklı olarak yalnızca kron düzeyinde sınırlı kalması sorununu yansıtmaktadır. Bu durumun olası nedenlerinden biri, plak materyalinin yeterli adaptasyonu sağlayamaması veya plak deformasyonunun ankraj bölgelerinde dengelenememesidir. Kron hareketinin kontrol altına alınması ve plak deformasyonunun daha dengeli bir şekilde yönetilebilmesi adına, ilerleyen çalışmalarda ankraj alanındaki dişlerin farklı yüzeylerinde planlanacak bölgesel kalınlık modifikasyonlarının, kuvvetin daha dengeli bir şekilde dağıtılmasına olanak sağlayarak plak deformasyonunu azaltabileceği ve bu sayede tork hareketinin kök seviyesinde daha etkin bir biçimde gerçekleşmesine katkı sunabileceği düşünülmektedir.

12 Numaralı Dişin X eksenindeki Bulgularının Tartışılması

Tork hareketi, ortodontik tedavide özellikle kök pozisyonunun 3B olarak kontrol edilmesi açısından kritik bir öneme sahiptir. Şeffaf plaklarla gerçekleştirilen tork uygulamaları, geleneksel braket sistemlerine kıyasla daha sınırlı kontrol imkânı sunmakta olup; bu durum, şeffaf plakları biyomekanik açıdan detaylı değerlendirmeleri gerekli kılmaktadır. Elde edilen veriler analiz edildiğinde, tork hareketinin hedeflendiği y ekseninde, x (mezial-distal) ve z (oklüzal-apikal) eksenlerinde de yer değiştirmeler gözlemlenmiştir. Bu durum, uygulanan tork kuvvetinin yalnızca hedeflenen ekseninde değil, uzayda 3B yönde de etki yarattığını ve bunun sonucunda dişin istenmeyen hareketlere maruz kaldığını göstermektedir. 12 numaralı dişin x ve z eksenleri üzerindeki hareketi incelendiğinde y eksenindeki hareket miktarından daha düşük değerlerde olsa da ilgili dişte istenmeyen devirici hareketlerin olduğu gözlenmiştir.

Senaryolara ait bulgular değerlendirildiğinde, tüm senaryolarda 12 numaralı dişin kuronunun x eksenini boyunca distal yönde, kök kısmının ise aynı ekseninde mezial yönde hareket ettiği gözlemlenmiştir. Bu durum, şeffaf plaklarla uygulanan tork hareketinin ideal anlamda saf bir kök hareketi şeklinde gerçekleşmediğini; bunun yerine, belirgin bir devrilme bileşeni ile seyrettiğini ortaya koymaktadır. Benzer şekilde, sabit ortodontik tedavi mekaniklerinde de tork bükümü sırasında mezial yönlü kök hareketlerin oluştuğu bilinmektedir (151). Sabit tedavilerde kesici dişler ark teline doğrusal bir şekilde değil, kavisli bir düzlemde dizildiğinden, bu konumlanmanın bir sonucu olarak, yapılan 4°'lik tork bükümü sonrası kesici dişlerin eksen eğimlerinin yaklaşık 1° oranında orta hatta yaklaşacak şekilde bozulduğu bildirilmektedir. Literatürde bu durum 'wheel effect' olarak isimlendirilmektedir (152). Bu nedenle, sabit tedavilerde tork uygulamaları sırasında bu eğim değişimini telafi edebilmek amacıyla artistik bükümler yapılması veya ikinci düzlemde braket pozisyonlarının yeniden düzenlenmesi gerekebilmektedir (151). Çalışmamızda elde edilen devrilme hareketi değerleri incelendiğinde, bu etkinin en belirgin şekilde gözlemlendiği senaryo, plak kalınlığının hem labiogingival hem de palatinsizal bölgelerde artırıldığı Senaryo 5 olmuştur. Buna karşılık, en düşük devrilme miktarı ise tüm yüzeylerde uniform kalınlıkta tasarlanan Senaryo 2'de tespit edilmiştir. Bu bulgular, plak kalınlığında yapılan bölgesel modifikasyonların yalnızca hedeflenen kök hareketini değil, aynı zamanda istenmeyen devrilme etkilerini de artırabileceğini göstermektedir. Bu nedenle, tork hareketinin etkinliğini artırmayı hedefleyen kalınlık düzenlemelerinde, eşlik edebilecek olumsuz devrilme etkilerinin de göz önünde bulundurulması gerektiği düşünülmektedir.

12 Numaralı Dişin Z eksenindeki Bulgularının Tartışılması

Z eksenini üzerindeki hareket incelendiğinde, tüm eksenler arasında en düşük yer değiştirme değerlerinin bu ekseninde gözlemlendiği saptanmıştır. 12 numaralı dişin hem kök hem de kron düzeyinde z eksenini boyunca apikal yönde hareket ettiği ve bu doğrultuda intrüziv bir etkinin ortaya çıktığı görülmüştür. Çalışmamızda, kron seviyesinde apikal yönde meydana gelen en yüksek yer değiştirme değeri, plak kalınlığının hem labiogingival hem de palatinsizal bölgelerde artırıldığı Senaryo 5'te gözlemlenmiş ve bu değer 0,08 mm olarak ölçülmüştür. Typodont modeller kullanılarak gerçekleştirilen farklı bir çalışmada ise, bukkal ve palatinal yüzeylere

yerleştirilen güç çıkıntıları aracılığıyla uygulanan 1°'lik tork hareketinin, çalışmamızda elde edilen bulgulardan daha fazla kronun apikal yönde yer değiştirmesine neden olduğu bildirilmiştir (86). Ancak söz konusu çalışmada tork kuvvetinin iletimi için ataşman benzeri yardımcı yapılar olan güç çıkıntıları kullanılmış ayrıca dişlerin çevresel hareket kabiliyetinin daha fazla olduğu typodont model tercih edilmiştir. Buna karşın, bizim çalışmamızda yalnızca plak materyalinin bölgesel kalınlık modifikasyonları kullanılarak, herhangi bir ataşman desteği olmaksızın, daha az diş hareket kabiliyetine sahip dijital modeller üzerinde benzer veya daha yüksek düzeyde tork etkisi elde edilmiştir. Bu yönüyle değerlendirildiğinde, önerilen tasarım yaklaşımımızın biyomekanik etkinlik açısından avantaj sağladığı ve klinik uygulamalarda güç çıkıntısı gibi ek yapılar kullanılmaksızın da etkili tork hareketi elde edilebileceği düşünülmektedir.

Her ne kadar z ekseninde ölçülen değerler minimal düzeyde olsa da insizal ve apikal bölgelerdeki bu küçük yer değiştirmelerin klinik açıdan anlamlı olabilecek intrüziv etkiler yaratabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca çalışmamızda uygulanan 1°'lik tork seviyesi dikkate alındığında, elde edilen bu devrilme ve intrüziv etkilerin klinik açıdan belirgin bir yan etki oluşturmadağı değerlendirilmiştir. Ancak, ileride daha yüksek tork derecelerinin uygulandığı benzer çalışmalarda bu etkilerin daha belirgin hale gelebileceği ve tedavi başarısını etkileyebileceği öngörülmektedir.

Tüm bu bulgular ışığında, lateral dişlerde tork hareketi planlandığında istenmeyen devrilme ve intrüziv hareketleri minimize etmek adına plak tasarımında çeşitli modifikasyonlara gidilmesi gerektiği düşünülmektedir. Benzer şekilde tork hareketini inceleyen Doğrugören ve ark. (89) tarafından gerçekleştirilen çalışmada, bukkal ve palatinal yüzeylere yerleştirilen güç çıkıntıları aracılığıyla uygulanan 1°'lik tork hareketine ait veriler değerlendirildiğinde, kron seviyesinde 0,14 mm'lik bir yer değiştirme ölçülmüştür. Çalışmamızda ise bu değer 0,25 mm olarak kaydedilmiştir. Bununla birlikte, Doğrugören ve ark.'nın çalışmasında tespit edilen kron düzeyindeki meziodistal sapma değeri ($0,10 \pm 0,09$ mm), bizim çalışmamızda ölçülen değerden (0,17 mm) anlamlı ölçüde daha düşük bulunmuştur (86). Bu nedenle tasarımızda kullanılan bölgesel kalınlık artışlarının daha dar ve kontrollü alanlara sınırlandırılarak, kuvvet iletimini odaklayan basınç noktaları şeklinde modifiye edilmesi düşünülebilir. Ancak bu yaklaşımın, dişe iletilen tork kuvvetinin etkinliğini azaltabileceği de göz

önünde bulundurulmalıdır. Tork değeriyle ilgili kayıp yaşamamak için ikinci bir modifikasyon seçeneği olarak ankraj kontrolünün artırılması değerlendirilebilir. Bu doğrultuda, komşu dişlerde yardımcı retantif elemanların kullanımı veya plak tasarımına yönelik ilave kalınlık modifikasyonlarının planlanması, uygulanan kuvvetlerin daha dengeli yönlendirilmesine ve biyomekanik kontrolün iyileştirilmesine katkı sağlayabilir.

Çalışmamız kapsamında yalnızca diş hareketleri değil, aynı zamanda diş ve periradiküler dokularda oluşan stresler de von Mises gerilme analizleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Tork hareketinin uygulandığı 12 numaralı dişe ait von Mises stres dağılım haritaları incelendiğinde, tüm senaryolarda diş kökünün labial bölgelerinde sıkıştırmaya, palatinal bölgelerinde ise gerilmeye bağlı stres alanlarının olduğu gözlemlenmiştir.

Senaryolar kendi içinde değerlendirildiğinde, uniform plak kalınlığına sahip 1. ve 2. senaryolarda stresin, dişin servikal bölgesi ile kökün gingival üçlü bölgesinde lokalize olduğu ve daha sınırlı bir alana yayıldığı saptanmıştır. 1. senaryoda elde edilen stres değerinin, daha kalın plak kullanımıyla uyumlu olacak şekilde, 2. senaryodan daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Ancak, her iki senaryoda elde edilen stres değerleri, bölgesel kalınlık artışı modifikasyonlarının yapıldığı senaryolara kıyasla daha düşük bulunmuştur.

3. ve 4. senaryolara ait stres analizleri incelendiğinde ise, kullanılan materyalin elastikiyet özellikleriyle uyumlu olarak, dişin labial yüzeyinde kronun gingival üçlü bölgesine yapılan plak kalınlık artışı tasarımının, kök yüzeyine iletilen stresleri artırdığı ve bu stresin kök boyunca daha geniş bir alana yayıldığı tespit edilmiştir.

Aynı plak materyali kullanılarak farklı tasarım özelliklerinin değerlendirildiği 2., 3. ve 5. senaryolar karşılaştırıldığında hem labial hem de gingival bölgelerde kalınlık artırılarak yapılan plak modifikasyonunun, kök yüzeyinde en yüksek stres birikimini oluşturduğu görülmüştür. Bu stresin dişin servikal bölgesinden başlayarak kökün büyük bir bölümüne iletildiği saptanmıştır. Bu bulgular, şeffaf plaklarda yapılan bölgesel kalınlık artışı modifikasyonlarının, diş köküne iletilen kuvvetleri artırdığına ve bunun da kök hareket miktarının artmasında etkili olabileceğine işaret etmektedir.

Çalışmamız kapsamında, 12 ve 22 numaralı lateral dişlere uygulanan tork hareketi sonucunda PDL dokusunda oluşan stresler, SEA yöntemi ile

değerlendirilmiştir. Dişlere uygulanan ortodontik kuvvetlerin, PDL'de oluşturduğu stres ve basınç değişimleri, yalnızca diş hareketinin yönünü ve büyüklüğünü değil, aynı zamanda diş kökü ve periodontal dokularda meydana gelen rezorpsiyon süreçlerini de etkilemektedir (153). PDL'ye ait von Mises gerilme dağılım haritaları incelendiğinde, Senaryo 1 ve Senaryo 2'de stres alanlarının palatinal bölgelerden ziyade, kökün labial yüzeyinin gingival üçlü bölgesinde, düşük değerlerde ortaya çıktığı görülmüştür. Her iki senaryo da uniform plak kalınlığına sahip olup, benzer stres dağılım profilleri sergilemiştir. Bu durum, uygulanan tork kuvvetinin plak boyunca homojen şekilde iletilmesinden kaynaklanıyor olabilir. Buna karşılık, plaklarda bölgesel kalınlık artışlarının bulunduğu diğer senaryolarda, PDL'de daha belirgin ve lokalize stres birikimleri gözlenmiştir. Özellikle kökün labial yüzeyinde, servikal ve gingival üçlü bölgelerde sıkıştırma kuvvetlerine bağlı stres birikimleri oluşurken; palatinal yüzeyin servikal ve gingival bölgelerinde ise gerilmeye bağlı stres alanlarının yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Bu bulgu, tork hareketinin uygulandığı dişlerde kuvvetin kök boyunca eşit dağılmadığını ve plak tasarımıındaki kalınlık modifikasyonlarının bu kuvvet aktarımını anlamlı düzeyde etkilediğini göstermektedir. Elde edilen bu sonuçlar, PDL'deki stres dağılımının de plak materyalinin bölgesel kalınlık farklılıklarına bağlı olarak değiştiğini ortaya koymaktadır. Klinik açıdan değerlendirildiğinde, özellikle servikal gingival bölgeden başlayarak apikal bölgelere doğru iletilen yüksek stres alanlarının kök rezorpsiyonu açısından risk oluşturabileceği, bu nedenle tork hareketi gerektiren durumlarda az aktivasyon planlanması ve plak tasarımının bu doğrultuda optimize edilmesi gerektiği düşünülmektedir. Bununla birlikte, çalışmamızda kullanılan verilerin SEA yöntemiyle elde edilmiş olması, bazı sınırlamaları da beraberinde getirmektedir. Elde edilen stres değerleri, yalnızca yüklemenin başlangıcındaki maksimum kuvvet anına ait olup; klinik ortamda zamana bağlı olarak kuvvetin azalması, doku tepkileri ve biyolojik adaptasyon gibi dinamik süreçleri yansıtmamaktadır. Ayrıca, SEA programına tanımlanan materyal özellikleri ile kullanılan ağ yapısındaki eleman seçimi, ölçüm hassasiyetini etkilemekte olup, elde edilen verilerin mutlak klinik değerlerle birebir örtüşmeyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu çalışmada, uygulanan tork kuvvetleri sonucunda şeffaf plaklarda meydana gelen deformasyonların değerlendirilmesi amacıyla elde edilen bileşke yer değiştirme

dağılım haritaları incelenmiştir. Bu veriler, özellikle plak ile diş yüzeyi arasındaki uyumun belirlenmesi ve kuvvet iletiminin etkinliğinin değerlendirilmesi açısından önemli bilgiler sunmaktadır.

Senaryo 1 ve Senaryo 2 analiz edildiğinde, en fazla bileşke yer değiştirmenin 12 numaralı dişin insizal bölgesinde, sınırlı ve lokalize bir alanda meydana geldiği gözlemlenmiştir. Bu durum, aynı dişe ait bileşke yer değiştirme değerleri ve y ekseninde izlenen kron hareketi bulgularıyla paralellik göstermektedir. Elde edilen bu sonuçlar, her iki senaryoda da plak materyalinin ilgili dişin yüzey anatomisini yeterli düzeyde takip ettiğini ve diş ile plak arasında anlamlı bir uyumsuzluk meydana gelmediğini düşündürmektedir. Ayrıca, bu senaryolarda kullanılan plakların uniform kalınlıkta olması, kuvvetin daha homojen dağılmasını ve yer değiştirmenin daha sınırlı kalmasını sağlamış olabilir.

Buna karşın, sadece labiogingival bölgede kalınlık artışı içeren plak tasarımlarının yer aldığı Senaryo 3 ve Senaryo 4'te, bileşke yer değiştirme dağılımının insizalden gingival bölgeye kadar daha geniş bir alana yayıldığı görülmüştür. Bu senaryolarda ayrıca gingival bölgelere lokalize olmuş ikincil yer değiştirme alanları da tespit edilmiştir. Literatürde, yalnızca labial yüzeye uygulanan yardımcı elemanların veya güç çıkıntılarının plağın ilgili bölgedeki diş yüzeyinden uzaklaşmasına neden olabileceği ve bu bölgelerde uyum problemlerine yol açabileceği ifade edilmektedir (58,86,136). Bu doğrultuda, çalışmamızda gözlenen gingival kenardaki bileşke yer değiştirmelerin, ilgili bölgede yapılan kalınlık artışlarıyla ilişkili olabileceği ve bu modifikasyonların plağın diş yüzeyinden uzaklaşmasına neden olduğu düşünülmektedir.

Senaryo 5'te ise hem labial hem de palatinal bölgelerde eş zamanlı olarak gerçekleştirilen bölgesel kalınlık artışları sonucunda, plakta gözlemlenen bileşke yer değiştirme dağılımı insizalden gingival sınıra kadar kesintisiz ve daha dengeli bir şekilde ilerlemiştir. Eğilimini palatinal yüzeyde gerçekleştirilen kalınlık artışının, plağın labiogingival bölgeden uzaklaşma eğilimini dengelediğini ve plak ile diş arasındaki uyumu daha bütüncül bir şekilde korunduğunu göstermektedir.

Çalışmamızda tork hareketi doğrudan 12 ve 22 numaralı lateral dişlere uygulanmış olsa da şeffaf plaklarda meydana gelen deformasyonlara bağlı olarak oluşan kuvvetlerin komşu dişlere iletildiği ve bu durumun istenmeyen diş hareketleri

ile stres birikimlerine yol açtığı gözlemlenmiştir. Özellikle diş hareketlerine ilişkin bulgular incelendiğinde, bu etkilerden en fazla etkilenen dişin 11 numaralı santral kesici olduğu belirlenmiştir.

Senaryolar arası karşılaştırmalar sonucunda, x ve z eksenlerinde en fazla kök hareketinin 11 numaralı dişte meydana geldiği tespit edilmiştir. Bu bulgular, ilgili dişin anatomik özellikleriyle ilişkilendirilebilir. 11 numaralı dişin yuvarlak ve daha silindirik yapıdaki kök morfolojisi, plak aracılığıyla iletilen devrilme momentlerine karşı direncini azaltarak istenmeyen kök hareketlerinin ortaya çıkmasına neden olmuş olabilir. Ayrıca, lateral dişlerle karşılaştırıldığında daha geniş bir kron yüzey alanına sahip olması, plağın bu dişle daha fazla temas etmesine ve kuvvetlerin bu diş üzerinde daha etkin bir şekilde iletilmesine yol açarak beklenmeyen hareketleri artırmış olabilir. Bunun yanı sıra, 11 numaralı dişin her iki yanında tork uygulaması yapılan 12 ve 22 numaralı dişler arasında konumlanmış olması da önemli bir faktördür. Bu konum, her iki tork uygulama bölgesinden gelen kuvvetlerin bileşkesinin 11 numaralı diş üzerine yönelmesine ve özellikle y eksenini dışındaki kök hareketlerinin bu dişte daha fazla gözlemlenmesine neden olmuş olabilir.

11 numaralı dişin x eksenindeki hareketi incelendiğinde, tüm senaryolarda 12 numaralı dişe benzer şekilde kronta distal, kökte ise mezial yönde devrilme hareketi gözlemlenmiştir. Y eksenindeki hareketler de benzer biçimde kronta labiale, kökte palatinala yönelmiştir. Ancak z ekseninde, 11 numaralı dişin kronu 12 numaralı dişle aynı şekilde apikal yönde hareket ederken, kök hareketinin 12 numaralı diştten farklı olarak insizal yönde gerçekleştiği tespit edilmiştir. Bu farklılığın, 12 numaralı dişe uygulanan tork kuvvetinin komşu diş olan 11 numarada reaktif kuvvetler oluşturmaya bağlı olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca dişler arası biyomekanik etkileşim, kök morfolojisindeki farklar ve plağın ilgili bölgedeki uyumu bu yön değişikliğinde etkili olabilir. Tork kuvvetinin yarattığı momentin, komşu dişte ters yönlü bir kök hareketine neden olması da bu durumun oluşmasında etkili olabilir.

Dişlere ve PDLye ait von Mises gerilim dağılım haritaları incelendiğinde, lateral dişlere uygulanan tork kuvvetlerinin, komşu dişler olan 11 ve 13 numaralı dişlerde de stres alanları oluşturduğu görülmüştür. Komşu dişlerde en düşük stres birikimi, uniform şeffaf plak kalınlığına sahip senaryolarda gözlemlenmiştir. Buna karşılık, plak tasarımlarında gerçekleştirilen bölgesel kalınlık artışları, 11 ve 13

numaralı dişlerdeki PDL üzerine yansıyan stres düzeylerini belirgin şekilde artırmıştır. Özellikle hem labial hem de palatinal bölgelerde kalınlık artışı içeren Senaryo 5, komşu dişler üzerinde en fazla stres birikiminin gözlendiği senaryo olmuştur. Tüm senaryolar karşılaştırıldığında, 11 numaralı dişin 13 numaralı dişe kıyasla tork uygulamasından daha fazla etkilendiği tespit edilmiştir. Bu durum, 11 numaralı dişin anatomik konumu, kök morfolojisi ve iki tork uygulama bölgesi arasında yer almasının etkisiyle açıklanabilir. Bu bulgular, tork uygulamalarının yalnızca hedef dişte değil, komşu dişlerde de biyomekanik etkiler oluşturabileceğini ortaya koymaktadır. İlerleyen çalışmalarda, bu etkinin dengelenebilmesi amacıyla komşu dişler üzerine uygulanan plak kalınlıklarının kontrollü ve hedefe yönelik biçimde modifiye edilmesi değerlendirilebilir.

6.LİMİTASYONLAR

Çalışmamız SEA kullanılarak yapılmıştır ve çeşitli limitasyonlar içermektedir.

Çalışmamızda, klinik tedavi protokolüne uygun olarak lateral dişlere 1° palatinal kök torku uygulanmış ve yalnızca tek bir plak adımına ait veriler değerlendirilmiştir. Bu tercihin temel nedeni, SEA'nın yalnızca tek aşamalı diş hareketlerini simüle edebilme kapasitesidir. Bu durum, gerçek klinik süreçlerde uygulanan daha büyük açılı tork hareketleriyle elde edilen sonuçlarla çalışmamız arasında farklılıkların ortaya çıkmasına neden olabilir. Bu nedenle, elde edilen bulguların çoklu plak aşamalarıyla ilerleyen klinik tedavi süreçlerine doğrudan genellenmesi dikkatle değerlendirilmelidir.

Çalışmamız, SEA yöntemiyle gerçekleştirilmiş olup, plak materyallerinin biyomekanik etkilerini standartlaştırmak amacıyla ağız içi sıcaklık değişimleri, tükürük adsorpsiyonu ve bireysel biyolojik değişkenler gibi klinik ortamda karşılaşılan faktörler dışlanarak ideal koşullar altında simüle edilmiştir. Bu yaklaşım, analizlerde kontrol edilebilirliği artırsa da çalışmamızın önemli sınırlılıklarından birini oluşturmaktadır. Sayahpour ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, intraoral yaşlanmanın şeffaf plak materyallerinin mekanik özellikleri üzerinde anlamlı değişikliklere yol açtığı gösterilmiştir (143). Bu bağlamda, klinik kullanım sürecinde plak materyallerinin özelliklerinde meydana gelen değişikliklerin, çalışmamızda elde edilen bulgularla farklılık gösterebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmamızda, farklı üretim tekniklerinde kullanılan şeffaf plak materyallerinin biyomekanik özellikleri değerlendirilmiştir. Ancak literatürde yer alan çalışmalar, şeffaf plakların üretim süreçlerinde kalınlıkta kontrolsüz artış veya azalma meydana gelebildiğini ortaya koymaktadır (74). Bu durum, plakların uyguladığı kuvvetlerin etkinliğini doğrudan etkileyebilmektedir. Çalışmamızda ise bu olası üretim kaynaklı kalınlık değişimleri göz ardı edilerek, plakların bilinen kalınlık değerleri üzerinden değerlendirmeler yapılmıştır. Bu durum, gerçek üretim koşullarını tam olarak yansıtamaması nedeniyle çalışmamızın sınırlılıklarından biri olarak değerlendirilmektedir.

SEA ile yalnızca belirli bir zaman noktasındaki kuvvet-moment ilişkileri değerlendirilebilmiş, materyallerin uzun vadeli mekanik davranışları bu analiz kapsamı dışında kalmıştır. Şekil hafızası özelliğine sahip TA-28 materyalinin zamanla

kuvvet yönü ve şiddetinde değişiklik oluşturabileceği bilinmektedir. Bu durum, başlangıçta benzer görünen biyomekanik etkilerin uzun vadede farklı kök hareketlerine neden olabileceğini göstermekte olup, çalışmamızın önemli sınırlılıklarından biridir.

Limitasyonlar kapsamında, çalışmamızda kullanılan veriler SEA yöntemiyle elde edilmiş olup, yalnızca yüklemenin başlangıcındaki maksimum kuvvet anına aittir. Bu yöntem, zamana bağlı kuvvet azalması, biyolojik adaptasyon ve doku tepkilerini yansıtamamaktadır. Ayrıca, SEA programında tanımlanan materyal özellikleri ile kullanılan ağ yapısındaki eleman seçimi, stres dağılımı ve ölçüm hassasiyetini etkileyebileceğinden, elde edilen verilerin doğrudan klinik verilerle birebir örtüşmeyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

7.SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, farklı üretim tekniklerine ve tasarım modifikasyonlarına sahip şeffaf plakların lateral dişlere uygulanan tork hareketi üzerindeki biyomekanik etkileri SEA ile değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgular doğrultusunda ulaşılan sonuçlar ve öneriler aşağıda sıralanmıştır:

- 1) Lateral kesici dişlere tork hareketi uygulandığında en yüksek hareket etkinliği plak kalınlığının labiogingival üçlü ve palatoinsizal üçlü bölgelerinde arttırıldığı plak uygulamasında görülmüştür. Bu kalınlık değişikliklerinin, kuvvetlerin direnç merkezi üzerine iletilmesini kolaylaştırarak kök hareketine katkı sağladığı belirlenmiştir.
- 2) Plaklarda yapılan bölgesel kalınlık modifikasyonları hareket etkinliğini arttırmakla birlikte diş üzerinde meziodistal devrilme hareketleri ve intrüziv etkiler ortaya çıkarmıştır.
- 3) Farklı plak tasarımları aracılığıyla lateral kesici dişlerde oluşturulan tork hareketi sonucunda, hedeflenen biyomekanik etkinin yanında köklerde mezial, kronlarda ise distal yönlü istenmeyen hareketler meydana gelmiştir. Bu durumun önüne geçilebilmesi için dişlerde ataşman kullanımı ya da kalınlık artışları daha sınırlı yüzeylerde basınç noktaları olarak tasarlanması göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca kullanılan şeffaf plak materyalinin şekil hafızası özelliği mevcut ise, plakların kullanım süresinin uzatılmasıyla bu istenmeyen yan etkilerin azaltılması düşünülebilir.
- 4) Plak materyalinin tasarımında sadece hedef diş değil, komşu dişlerde oluşabilecek istenmeyen hareketler de dikkate alınmalıdır. İncelenen dişler ve çevre dokular üzerinde en fazla yan etki ve stres birikimi plak kalınlığının labiogingival üçlü ve palatoinsizal üçlü bölgelerinde arttırıldığı plak uygulamasında görülmüştür.
- 5) Komşu dişlerde oluşabilecek reaktif kuvvetleri önlemek adına ankraj alınan dişler yardımcı elemanlarla desteklenmeli ya da plak tasarımlarında kontrollü kuvvet dağılımı sağlayacak farklı alanlarda bölgesel modifikasyonlar dikkatle planlanmalıdır.

- 6) Bileşke yer değıştirme analizleri, plak ile diş yüzeyi arasındaki uyumun ve kuvvet aktarımının değlendirilmesinde özellikle labiogingival bölgedeki kalınlık artışlarının plak uyumunu olumsuz etkileyebileceğı gösterilmiştir.
- 7) Şeffaf plak materyallerinin zamanla değışen mekanik özellikleri göz önüne alınarak, gelecekte şekil hafızalı materyallerin uzun süreli etkilerini değlendiren çalışmaların yapılması önerilmektedir.



8.KAYNAKLAR

1. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: A systematic review. *Angle Orthod* [Internet]. 2015 [cited 2024 Dec 28];85(5):881-889. Available from: <https://meridian.allenpress.com/angle-orthodontist/article-abstract/85/5/881/59502>
2. Hartshorne J, Wertheimer MB. Emerging insights and new developments in clear aligner therapy: a review of the literature. *AJO-DO Clin Companion* [Internet]. 2022 Apr [cited 2025 Jun 29];2(4):311–324. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.xaor.2022.04.009>.
3. Upadhyay M, Abu Arqub S. Biomechanics of clear aligners: hidden truths & first principles. *J World Fed Orthod* [Internet]. 2022 [cited 2025 Jun 29];11(1):12–21. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2212443821000576>
4. Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod Oral Surg* [Internet]. 1945 Jun [cited 2025 Jun 29];31(6):297–304. Available from: [https://doi.org/10.1016/0096-6347\(45\)90101-3](https://doi.org/10.1016/0096-6347(45)90101-3)
5. Robertson L, Kaur H, Fagundes NCF, Romanyk D, Major P, Flores Mir C. Effectiveness of clear aligner therapy for orthodontic treatment: A systematic review. *Orthod Craniofac Res* [Internet]. 2020 May [cited 2025 Jun 29];23(2):133–142. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/ocr.12353>
6. Jindal P, Juneja M, Siena FL, Bajaj D, Breedon P. Mechanical and geometric properties of thermoformed and 3D printed clear dental aligners. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2019 Nov [cited 2025 Jun 29];156(5):694–701. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540619306262>
7. Baik JC, Choi YK, Cho Y, Baek Y, Kim SH, Kim SS, Park SB, Kim KB, Kim YI. Evaluation of different designs of 3D printed clear aligners on mandibular premolar extrusion using force/moment measurement devices and digital image correlation method. *Korean J Orthod* [Internet]. 2024 Nov 25 [cited 2025 Jun 29];54(6):359–373. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC11602254/>
8. Migliorati M, Drago S, Castroflorio T, Pesce P, Battista G, Campobasso A, Gastaldi G, Forin Valvecchi F, De Mari A. Accuracy of orthodontic movements with 3D printed aligners: A prospective observational pilot study. *Korean J Orthod* [Internet]. 2024 Apr 8 [cited 2025 Jun 29];54(3):160–170. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC11129935/>
9. Koenig N, Choi JY, McCray J, Hayes A, Schneider P, Kim KB. Comparison of dimensional accuracy between direct-printed and thermoformed aligners. *Korean J Orthod* [Internet]. 2022

- Jul 25 [cited 2025 Jun 29];52(4):249–257. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9314211/>
10. Martorelli M, Gerbino S, Giudice M, Ausiello P. A comparison between customized clear and removable orthodontic appliances manufactured using RP and CNC techniques. *Dent Mater* [Internet]. 2013 Feb [cited 2025 Jun 29];29(2): e1–e10. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564112004563>
 11. Ryu JH, Kwon JS, Jiang HB, Cha JY, Kim KM. Effects of thermoforming on the physical and mechanical properties of thermoplastic materials for transparent orthodontic aligners. *Korean J Orthod* [Internet]. 2018 Sep [cited 2025 Jun 29];48(5):316–325. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6123073/>
 12. Runizar RC, Purwanegara MK, Widayati R, Supriadi S, Adiatman M. The effect of thermoforming on aligner thickness: A systematic review. *J Int Dent Med Res* [Internet]. 2023 Sep [cited 2025 Jun 29];16(3):1295–1301. Available from: http://www.jidmr.com/journal/wp-content/uploads/2023/09/57-D23_2180_Riandri_Runizar_Indonesia-1.pdf
 13. Kwon JS, Lee YK, Lim BS, Lim YK. Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2008 Feb [cited 2025 Jun 29];133(2):228–234. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18249289/>
 14. Kohda N, Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Ahluwalia KS, Mizoguchi I. Effects of mechanical properties of thermoplastic materials on the initial force of thermoplastic appliances. *Angle Orthod* [Internet]. 2013 May [cited 2025 Jun 29];83(3):476–483. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8763061/>
 15. Seo JH, Eghan-Acquah E, Kim MS, Lee JH, Jeong YH, Jung TG, Hong M, Kim WH, Kim B, Lee SJ. Comparative analysis of stress in the periodontal ligament and center of rotation in the tooth after orthodontic treatment depending on clear aligner thickness—finite element analysis study. *Materials (Basel)* [Internet]. 2021 Jan 9 [cited 2025 Jun 29];14(2):324. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7826543/>
 16. Rajasekaran A, Chaudhari PK. Integrated manufacturing of direct 3D-printed clear aligners. *Front Dent Med* [Internet]. 2023 Jan 6 [cited 2025 Jun 29]; 3:1089627. Available from: <https://www.frontiersin.org/journals/dental-medicine/articles/10.3389/fdmed.2022.1089627/full>
 17. Tartaglia GM, Mapelli A, Maspero C, Santaniello T, Serafin M, Farronato M, Caprioglio A. Direct 3D printing of clear orthodontic aligners: current state and future possibilities. *Materials (Basel)* [Internet]. 2021 Apr 5 [cited 2025 Jun 29];14(7):1799. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8038630/>

18. Grant J, Foley P, Bankhead B, Miranda G, Adel SM, Kim KB. Forces and moments generated by 3D direct printed clear aligners of varying labial and lingual thicknesses during lingual movement of maxillary central incisor: an in vitro study. *Prog Orthod* [Internet]. 2023 Jul 10 [cited 2025 Jun 29];24(1):23. Available from: <https://progressinorthodontics.springeropen.com/articles/10.1186/s40510-023-00475-2>
19. Elshazly TM, Keilig L, Salvatori D, Chavanne P, Aldesoki M, Bourauel C. Effect of trimming line design and edge extension of orthodontic aligners on force transmission: an in vitro study. *J Dent* [Internet]. 2022 Oct [cited 2025 Jun 29]; 125:104276. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC36055460/>
20. Tan HW, Choong YYC, Kuo CN, Low HY, Chua CK. 3D printed electronics: Processes, materials and future trends. *Prog Mater Sci* [Internet]. 2022 Mar 16 [cited 2025 Jun 29]; 127:100945. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2022.100945>
21. Azlin MNM, Ilyas RA, Zuhri MYM, Sapuan SM, Harussani MM, Sharma S, Nordin AH, Nurazzi NM, Afiqah AN. 3D Printing and Shaping Polymers, Composites, and Nanocomposites: A Review. *Polymers (Basel)* [Internet]. 2022 Jan 3 [cited 2025 Jun 29];14(1):180. Available from: <https://doi.org/10.3390/polym14010180>
22. Bartkowiak T, Walkowiak-Śliziuk A. 3D printing technology in orthodontics – review of current applications. *J Stomatol* [Internet]. 2018;71(4):356–364. Available from: <https://www.termedia.pl/3D-printing-technology-in-orthodontics-review-of-current-applications,137,36001,0,1.html>
23. Yavuz E, Yılmaz S. Diş hekimliğinde yeni ve hızla ilerleyen üretim teknolojisi: 3 boyutlu yazıcılar. *Akd Med J* [Internet]. 2021 Jul 12 [cited 2025 Jun 29];7(2):197–205. Available from: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/1847628>
24. Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Three-dimensional printing technology. *J Clin Orthod* [Internet]. 2014 Aug [cited 2025 Jun 29];48(8):475–485. Available from: https://www.jco-online.com/media/27623/jco_2014-08-475.pdf
25. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* [Internet]. 2012 Jan [cited 2025 Jun 29];28(1):3–12. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22119539/>
26. Halloran JW, Tomečková V, Gentry S, Das S, Cilino P, Yuan D, et al. Photopolymerization of powder suspensions for shaping ceramics. *J Eur Ceram Soc* [Internet]. 2011 Nov [cited 2025 Jun 29];31(14):2613–2619. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9964648/>
27. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater* [Internet]. 2020 Jan [cited 2025 Jun 29];5(1):110–115. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32021945/>

28. Jandyal A, Chaturvedi I, Wazir I, Raina A, Ul Haq MI. 3D printing – a review of processes, materials and applications in industry 4.0. *Sustain Oper Comput* [Internet]. 2022 Jan 1 [cited 2025 Jun 29]; 3:33–42. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2666412721000441>
29. Şahin K, Turan BO. Üç boyutlu yazıcı teknolojilerinin karşılaştırmalı analizi. *Stratejik Sosyal Araştırmalar Dergisi* [Internet]. 2018 Aug 6 [cited 2025 Jun 29];2(2):97–116. Available from: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/520890>
30. Rahman MM. *Statistical analysis of the digital micromirror devices hinge sag phenomenon* [Internet]. Ph.D. Thesis, Texas Tech University; 2002 [cited 2025 Jun 29]. Available from: <https://ttu-ir.tdl.org/bitstream/handle/2346/17048/31295018541119.pdf>
31. Wu L, Zhao L, Jian M, Mao Y, Yu M, Guo X, et al. EHMP-DLP: multi-projector DLP with energy homogenization for large-size 3D printing. *Rapid Prototyp J* [Internet]. 2018 Nov [cited 2025 Jun 29];24(9):1500–1510. Available from: https://www.researchgate.net/publication/329096390_EHMP-DLP_multi-projector_DLP_with_energy_homogenization_for_large-size_3D_printing
32. Pagac M, Hajnys J, Ma Q-P, Jancar L, Jansa J, Stefek P, Mesicek J. A review of vat photopolymerization technology: materials, applications, challenges, and future trends of 3D printing. *Polymers (Basel)* [Internet]. 2021 Feb 17 [cited 2025 Jun 29];13(4):598. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33671195/>
33. Yalçın B, Ergene B. Endüstride yeni eğilim olan 3-B eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi [Internet]. 2017 Dec [cited 2025 Jun 29];9(3):65–88. Available from: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/406618>
34. Yap YL, Wang C, Sing SL, Dikshit V, Yeong WY, Wei J, et al. Material jetting additive manufacturing: An experimental study using designed metrological benchmarks. *Precis Eng* [Internet]. 2017 May [cited 2025 Jun 29]; 50:275–285. Available from: <https://www.scrip.org/reference/referencespapers?referenceid=2980479>
35. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral scanner technologies: a review to make a successful impression. *J Healthc Eng* [Internet]. 2017 Sep 5 [cited 2025 Jun 29]; 2017:8427595. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29065652/>
36. Scribante A, Gallo S, Pascadopoli M, Canzi P, Marconi S, Montasser MA, et al. Properties of CAD/CAM 3D printing dental materials and their clinical applications in orthodontics: where are we now? *Appl Sci (Basel)* [Internet]. 2022 Jan 6 [cited 2025 Jun 29];12(2):551. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33671195/> (mdpi.com)

37. Ergül T, Güleç A, Göymen M. The use of 3D printers in orthodontics—a narrative review. *Turk J Orthod* [Internet]. 2023 [cited 2025 Jun 29]; [about 1 p.]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10318848/>
38. Harikrishnan S, Subramanian AK. 3D printing in orthodontics: a narrative review. *J Int Oral Health* [Internet]. 2023 Jan–Feb [cited 2025 Jun 29];15(1):15–27. Available from: https://journals.lww.com/jioh/fulltext/2023/15010/3d_printing_in_orthodontics__a_narrative_review.3.aspx
39. Gökmen Ş, Görgülü S, Topsakal KG, Duran GS. Accuracy of 3D printer technologies using digital dental models. *Turk J Orthod* [Internet]. 2024 Dec 31 [cited 2025 Jun 29];37(4):257–264. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39743865/>
40. Bichu YM, Alwafi A, Liu X, Andrews J, Ludwig B, Bichu AY, et al. Advances in orthodontic clear aligner materials. *Bioact Mater* [Internet]. 2023 Apr [cited 2025 Jun 29]; 22:384–403. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36311049/>
41. Nahoum HI. The vacuum formed dental contour appliance. *NY State Dent J* [Internet]. 1964 [cited 2025 Jun 29]; 9:385–390. Available from: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1573950400157610624>
42. Ponitz RJ. Invisible retainers. *Am J Orthod* [Internet]. 1971 Mar [cited 2025 Jun 29];59(3):266–272. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/5276727/>
43. McNamara JA Jr, Kramer KL, Juenker JP. Invisible retainers. *J Clin Orthod* [Internet]. 1985 Aug [cited 2025 Jun 29];19(8):570–578. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3862671/>
44. Lou T, Mair A. An historical overview of clear aligner therapy: the evolution of clear aligners. *Oral Health Group* [Internet]. 2020 Sep 14 [cited 2025 Jun 29]; Available from: <https://www.oralhealthgroup.com/features/an-historical-overview-of-clear-aligner-therapy-the-evolution-of-clear-aligners/>
45. AlMogbel AA. Clear Aligner Therapy: Up to date review article. *J Orthod Sci* [Internet]. 2023 Sep [cited 2025 Jun 29];12(1):37. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37881665/>
46. Alansari RA, Faydhi DA Ashour BS, Alsaggaf DH, Shuman MT, Ghoneim SH, et al. Adult perceptions of different orthodontic appliances. *Patient Prefer Adherence* [Internet]. 2019 Dec [cited 2025 Jun 29]; 13:2119–2128. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31853175/>
47. White DW, Julien KC, Jacob H, Campbell PM, Buschang PH. Discomfort associated with Invisalign and traditional brackets: a randomized, prospective trial. *Angle Orthod* [Internet].

- 2017 Nov [cited 2025 Jun 29];87(6):801–808. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28753032/>
48. Schaefer I, Braumann B. Halitosis, oral health and quality of life during treatment with Invisalign® and the effect of a low-dose chlorhexidine solution. *J Orofac Orthop* [Internet]. 2010 Nov [cited 2025 Jun 29];71(6):430–441. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21082306/>
 49. Phan X, Ling PH. Clinical limitations of Invisalign. *J Can Dent Assoc* [Internet]. 2007 Apr [cited 2025 Jun 29];73(3):263–266. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17439714/>
 50. Pereira D, Machado V, Botelho J, Proença L, Mendes JJ, Delgado AS. Comparison of pain perception between clear aligners and fixed appliances: a systematic review and meta-analysis. *Appl Sci* [Internet]. 2020 Jun 1 [cited 2025 Jun 29];10(12):4276. Available from: <https://doi.org/10.3390/app10124276>
 51. Fiori A, Minervini G, Nucci L, d'Apuzzo F, Perillo L, Grassia V. Predictability of crowding resolution in clear aligner treatment. *Prog Orthod* [Internet]. 2022 Jun [cited 2025 Jun 29];23(1):43. Available from: <https://doi.org/10.1186/s40510-022-00438-z>
 52. Izhar A, Singh G, Goyal V, Singh R, Gupta N, Pahuja P. Comparative assessment of clinical and predicted treatment outcomes of clear aligner treatment: an in vivo study. *Turk J Orthod* [Internet]. 2019 Dec [cited 2025 Jun 29];32(4):229–235. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32110468/>
 53. Zheng M, Liu R, Ni Z, Yu Z. Efficiency, effectiveness and treatment stability of clear aligners: a systematic review and meta-analysis. *Orthod Craniofac Res* [Internet]. 2017 Aug [cited 2025 Jun 29];20(3):127–133. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28547915/>
 54. Joffe L. Invisalign®: early experiences. *J Orthod* [Internet]. 2003 Dec [cited 2025 Jun 29];30(4):348–352. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14634176/>
 55. Kuncio D, Maganzini A, Shelton C, Freeman K. Invisalign and traditional orthodontic treatment postretention outcomes compared using the American Board of Orthodontics objective grading system. *Angle Orthod* [Internet]. 2007 Sep [cited 2025 Jun 29];77(5):864–869. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17685783/>
 56. Buschang PH, Shaw SG, Ross M, Crosby D, Campbell PM. Comparative time efficiency of aligner therapy and conventional edgewise braces. *Angle Orthod* [Internet]. 2014 Jun [cited 2025 Jun 29];84(3):391–396. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24749702/>

57. Jacobson A. Book review: *The Invisalign System*, Orhan C. Tuncay (Ed.). Quintessence, 2006. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2007 Jul [cited 2025 Feb 2];132(1):126. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0889540606012352>
58. Huang AT, Huang D. Controversies in clear aligner therapy: contemporary perspectives, limitations, and solutions. Cham (Switzerland): Springer Nature; 2022. [Internet]. [cited 2025 Feb 2]; 208 p. Available from: <https://doi.org/10.1007/978-3-030-92810-0>
59. Thakkar D, Benattia A, Bichu YM, Zou B, Aristizabal JF, Fadia D, et al. Seamless workflows for in-house aligner fabrication. *Semin Orthod* [Internet]. 2023 Mar 1 [cited 2025 Jun 27];29(1):17–24. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S107387462300004X>
60. Dupaix RB, Boyce MC. Finite strain behavior of poly (ethylene terephthalate) (PET) and poly (ethylene terephthalate)-glycol (PETG). *Polymer* [Internet]. 2005 May [cited 2025 Feb 6];46(13):4827–38. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0032386105004118>
61. Ryokawa H, Miyazaki Y, Fujishima A, Miyazaki T, Maki K. The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment. *Dent Mater J* [Internet]. 2006 [cited 2025 Feb 6];25(4): 528–32. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1344024106000379>
62. Cenzato N, Di Iasio G, Martín Carreras-Presas C, Caprioglio A, Del Fabbro M. Materials for clear aligners—A comprehensive exploration of characteristics and innovations: A scoping review. *Appl Sci* [Internet]. 2024 [cited 2025 Apr 26];14(15):6533. Available from: <https://www.mdpi.com/2076-3417/14/15/6533>
63. In vitro study of resultant forces and moments during extrusion of a maxillary lateral incisor using direct print aligners with varying coverages (Saint Louis University ProQuest Dissertations & Theses), 2024. 3176152 [cited 2025 Feb 7]. Available from: <https://search.proquest.com/openview/5fc963bb4ac0620518bdecfb19f35446/1?pq-origsite=gscholar&cbl=18750&diss=y>
64. Lombardo L, Martines E, Mazzanti V, Arreghini A, Mollica F, Siciliani G. Stress relaxation properties of four orthodontic aligner materials: a 24-hour in vitro study. *Angle Orthod* [Internet]. 2017 Jan [cited 2025 Feb 7];87(1):11–18. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27314603/>
65. Lombardo L, Palone M, Longo M, Arveda N, Nacucchi M, De Pascalis F, et al. MicroCT X-ray comparison of aligner gap and thickness of six brands of aligners: an in-vitro study. *Prog Orthod* [Internet]. 2020 May 11 [cited 2025 Feb 9];21(1):12. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32390068/>

66. Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2014 Jan [cited 2025 Feb 9];145(1):108–15. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24373661/>
67. Panayi NC, Cha JY, Kim KB. 3D printed aligners: material science, workflow and clinical applications. *Semin Orthod* [Internet]. 2023 Jan [cited 2025 Jun 29];29(1):25–33. Available from: <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2022.12.007>
68. Panayi NC. Directly printed aligner: aligning with the future. *Turk J Orthod* [Internet]. 2023 Mar 21 [cited 2025 May 6];36(1):62–69. Available from: <https://doi.org/10.4274/TurkJOrthod.2023.2023.20>
69. Formlabs, Inc. *Dental LT Clear (V2) Biocompatible Photopolymer Resin for Form 2 and Form 3B*. [Internet]. Technical Data Sheet. Prepared 06 Sep 2020; Rev 01 06 Sep 2020 [cited 2025 Jun 29]. Available from: <https://dental-media.formlabs.com/datasheets/2001429-TDS-ENUS-0.pdf>
70. Ardelean C, Rusu LC, Paradowska-Stolarz A, Wezgowiec J, Malysa A, Wieckiewicz M. Effects of polishing and artificial aging on mechanical properties of Dental LT Clear® resin. *J Funct Biomater* [Internet]. 2023 Jun [cited 2025 Feb 21];14(6):295. Available from: <https://www.mdpi.com/2079-4983/14/6/295>
71. Can E, Panayi N, Polychronis G, Papageorgiou SN, Zinelis S, Eliades G, *et al*. In-house 3D-printed aligners: effect of *in vivo* ageing on mechanical properties. *Eur J Orthod* [Internet]. 2022 Jan 25 [cited 2025 Feb 22];44(1):51–55. Available from: <https://doi.org/10.1093/ejo/cjab022>
72. Itgraphy [Internet]. Dental applications – 3D printing solutions. [cited 2025 Jun 29]. Available from: <https://www.itgraphy.com/en/dental>
73. Bruni A, Serra FG, Deregibus A, Castroflorio T. Shape-memory polymers in dentistry: systematic review and patent landscape report. *Materials* [Internet]. 2019 Jul 10 [cited 2025 Apr 6];12(14):2216. Available from: <https://doi.org/10.3390/ma12142216>
74. Lee SY, Kim H, Kim HJ, Chung CJ, Choi YJ, Kim SJ, *et al*. Thermo-mechanical properties of 3D printed photocurable shape memory resin for clear aligners. *Sci Rep* [Internet]. 2022 Apr 15 [cited 2025 Jun 29]; 12:6246. Available from: <https://doi.org/10.1038/s41598-022-09831-4>
75. Smith LJ. Force assessment of 3D-printed and thermoformed aligners in a buccal bodily movement of a maxillary first molar over time [Internet]. St. Louis (MO): Saint Louis

- University; 2024 [cited 2025 Jun 29]. Available from: <https://www.proquest.com/docview/3144741358>
76. Hertan E, McCray J, Bankhead B, Kim KB, *et al.* Force profile assessment of direct-printed aligners versus thermoformed aligners and the effects of non-engaged surface patterns. *Prog Orthod* [Internet]. 2022 Nov 29 [cited 2025 Feb 18];23(1):49. Available from: <https://doi.org/10.1186/s40510-022-00443-2>
 77. Cimpoesu N, Cremonini F, Cappelletti M, Brucculeri L, Olivero V, Lombardo L. An in vitro comparison study regarding retention force expressed by thermoformed aligners and 3D-printed aligners with different thickness and design. *Appl Sci* [Internet]. 2025 Jan 28 [cited 2025 Feb 22];15(3):1345. Available from: <https://doi.org/10.3390/app15031345>
 78. Ganta GK, Cheruvu K, Ravi RK, Reddy RP. Clear aligners, the aesthetic solution: a review. *Int J Dent Mater* [Internet]. 2021 Aug 1 [cited 2025 Jan 12];3(3):90–95. Available from: <https://ijdm.co.in/index.php/dental-materials/article/view/63>
 79. Beers A, Duong T. Mechanics of tooth movement with Invisalign. In: Tuncay OC, editor. *The Invisalign System* [Internet]. New Malden, United Kingdom: Quintessence Publishing; 2006. p. 149–151 [cited 2025 Jan 25]. Available from: <https://www.quintessence-publishing.com/usa/en/product/the-invisalign-system>
 80. Rauch ED. Torque and its application to orthodontics. *Am J Orthod* [Internet]. 1959 Nov [cited 2025 Jan 25];45(11):817–830. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0002941659902222>
 81. Brezniak N, Wasserstein A, Protter N. Clear aligner biomechanical limitations: anchorage and couple (torque) development. *Angle Orthod* [Internet]. 2023 Sep [cited 2025 Apr 5];93(5):615–616. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10575633/>
 82. Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C. Treatment outcome and efficacy of an aligner technique regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC Oral Health* [Internet]. 2014 Jun 11 [cited 2025 Apr 13]; 14:68. Available from: <https://bmcoralhealth.biomedcentral.com/articles/10.1186/1472-6831-14-68>
 83. Brezniak N. The clear plastic appliance: a biomechanical point of view. *Angle Orthod* [Internet]. 2008 Mar [cited 2025 Apr 13];78(2):381–382. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18251593/>
 84. Wheeler TT. Orthodontic clear aligner treatment. *Semin Orthod* [Internet]. 2017 Mar 1 [cited 2025 Jun 29];23(1):83–89. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1073874616300652>

85. Barone S, Paoli A, Razionale AV, Savignano R. Computational design and engineering of polymeric orthodontic aligners. *Int J Numer Method Biomed Eng* [Internet]. 2017 Aug [cited 2025 Jun 29];33(8): e2839. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27704706/>
86. Doğrugören R, Topsakal KG, Duran GS, Akdenizv BS, Görgülü S. Efficacy of in-house clear aligner therapy mechanics on root torque: an in-vitro study. *Austral Orthod J* [Internet]. 2024 Mar 20 [cited 2025 Apr 5];40(1):13–24. Available from: <https://sciendo.com/2/v2/download/article/10.2478/aoj-2024-0003.pdf>
87. Alhasyimi AA, Ayub A, Farmasyanti CA, Mada G, Yogyakarta I, *et al.* Effectiveness of the attachment design and thickness of clear aligners during orthodontic anterior retraction: finite element analysis. *Eur J Dent* [Internet]. 2024 Mar 22 [cited 2025 Apr 5];18(1):174–181. Available from: <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/html/10.1055/s-0043-1761452>
88. Moya S, Zafra J. *Aligner techniques in orthodontics* [Internet]. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons; 2021. [cited 2025 Apr 5].
89. SmartForce® Features and Attachments [Internet]. Amsterdam (Netherlands): Align Technology BV; 2015 [cited 2025 Jun 30]. Available from: <https://www.invisalign.co.uk>
90. Doyle C, Quinn S, Dulieu-Barton JM. Evaluation of rugged ‘smart patch’ fibre-optic strain sensors. *Appl Mech Mater* [Internet]. 2005 [cited 2025 Jun 29]; 3:343–8. Available from: <https://www.scientific.net/AMM.3.343>
91. Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik [Internet]. İzmir: *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*; 2002 [cited 2025 Mar 16]. Available from: <https://openaccess.egu.edu.tr/handle/20.500.11851/1337>
92. Nishioka R, Vasconcellos LGO, Jórias RP, Rode SM. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Brazilian dental journal* [Internet]. 2015 [cited 2025 Mar 16]. Available from: <https://www.scielo.br/j/bdj/a/44LX7JjbDWFm8mTFQBDXCfM/>
93. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 1993 Sep-Oct [cited 2025 Mar 16];8(5):541–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8112794/>
94. Avallone EA, Baumeister T. Marks’ standard handbook for mechanical engineers [Internet]. New York, NY: McGraw-Hill; 1997 [cited 2025 Mar 16]. Available from: https://books.google.com/books/about/Marks_Standard_Handbook_for_Mechanical_E.html?id=oOKqwp3CIt8C

95. Assunção W, Barão VAR, Tabata LF, Gomes ÉA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of craniofacial surgery* [Internet]. 2009 Jul [cited 2025 Mar 16]. Available from: https://journals.lww.com/jcraniofacialsurgery/fulltext/2009/07000/Finite_Element_Analysis_to_Compare_Complete.44.aspx
96. Kim S, Park KC. An analytical study on strain distribution using strain gauge attached on root surface. *The Korean journal of orthodontics* [Internet]. 2001 [cited 2025 Mar 16]. Available from: <https://koreascience.kr/article/JAKO200108823756323.page>
97. Caryl WR. A strain gauge comparison of torquing forces generated by orthodontic archwires [Internet]. Chicago, IL: Loyola University Chicago; 1981 [cited 2025 Mar 16]. Available from: https://ecommons.luc.edu/luc_theses/3169
98. Bajaj D, Madhav I, Juneja M, Tuli R, Jindal P. Methodology for stress measurement by transparent dental aligners using strain gauge. *World J Dent* [Internet]. 2011 Apr 1 [cited 2025 Jun 29];9(1):13–18. Available from: <https://www.wjoud.com/doi/10.5005/jp-journals-10015-1499>
99. Rockey KC. Stress analysis using the brittle lacquer process. *Transactions*. 1951;63(1).
100. Craig RG, Peyton FA. Measurement of Stresses in Fixed-Bridge Restorations Using a Brittle Coating Technique. *J Dent Res*. 1965;44(4):756–62.
101. Craig RG. Stress analysis of dental structures. *NBS Special Publication*. 1968;(231):169.
102. Theocaris P, Gdoutos E. Matrix theory of photoelasticity [Internet]. New York, NY: Springer; 2013 [cited 2025 Mar 16]. Available from: <https://books.google.com/books?id=FljwCAAAQBAJ&pg=PA1>
103. Stomatotogie BZZ fur. Photoelastische analyse in der orthodontischen mechanik [Internet]. 1935 [cited 2025 Mar 16]. Available from: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1572261550768726400>
104. Çehreli S, Özçirpici AA, Yilmaz A. Tilted orthodontic micro implants: a photoelastic stress analysis. *Eur J Orthod* [Internet]. 2013 Oct 1 [cited 2025 Mar 16];35(5):563–7. Available from: <https://dx.doi.org/10.1093/ejo/cjr070>
105. Manley MT, Ovrzyn B, Stern LS. Evaluation of double-exposure holographic interferometry for biomechanical measurements in vitro. *J Orthop Res*. 1987 Jan;5(1):144–9.
106. Kumar M, Singh A, Sridhar B, Chandra K, Kumar SM, Singh Birhman A, et al. Measurement of initial displacement of canine and molar in human maxilla under different canine retraction methods using digital holographic interferometry. *Opt Eng* [Internet]. 2018 Sep 24 [cited 2025 Mar 19];57(9):094106. Available from: <https://doi.org/10.1117/1.OE.57.9.094106>

107. Civil EBI of M and SF of. Introduction to the finite element method [Internet]. 2001 [cited 2025 Mar 25]. Available from: http://kxcivileng.gr/archive/technical/Introduction-The_Finite_Elements_Method.pdf
108. Jagota V, Sethi A, KKWJ of S. Finite element method: an overview [Internet]. 2013 [cited 2025 Mar 25];10(1):1–8. Available from: <https://wjst.wu.ac.th/index.php/wjst/article/view/499>
109. Bathe KJ. Finite element procedures. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall; 1996.https://scholar.google.com/scholar?hl=tr&as_sdt=0%2C5&q=Bathe+KJ.+Finite+Element+Procedure.+Upper+Saddle+River%2C+NJ%3A+Prentice+Hall%2C+1996&btnG=
110. Szucs A, Bujtár P, Sándor GK, Barabás J. Finite element analysis of the human mandible to assess the effect of removing an impacted third molar. Journal (Canadian Dental Association) [Internet]. 2010 [cited 2025 Mar 25]. Available from: <https://europepmc.org/article/med/20579440>
111. Gokhale N. Practical finite element analysis. Pune: Finite to Infinite; 2008.
112. Cheng Y, Gao J, Fang S, Wang W, Ma Y, Jin Z, et al. Torque movement of the upper anterior teeth using a clear aligner in cases of extraction: a finite element study. *Prog Orthod* [Internet]. 2022 Dec 1 [cited 2025 Mar 25];23(1):1–12. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1186/s40510-022-00421-8>
113. Ghosh J, Nanda R. Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method. *J Dent* [Internet]. 1995 [cited 2025 Mar 25]. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540695700021>
114. Moaveni S. Finite element analysis: theory and application with ANSYS, 3rd ed. Upper Saddle River, NJ: Pearson Education; 2011.
115. Wypych G. Material composition, structure and morphological features. In: *Atlas of material damage*, 2nd ed. 2012 Jan 1;7–52.
116. Hughes TJR. The finite element method. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall; 1987.
117. Dillard DA. Fundamentals of stress transfer in bonded systems. In: *Adhesion science and engineering*. 2002; 1:1–44.
118. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent*. 2010;34(3):281–5. doi: 10.17796/jcpd.34.3.yu44334815546435.
119. Tschoegl NW, Knauss WG, Emri I. Poisson's ratio in linear viscoelasticity—a critical review. *Mech Time-Depend Mater*. 2002; 6:3–51. doi: 10.1023/A:1014411503170.
120. Sirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. Indian journal of dental research [Internet]. 2010 Jul [cited 2025 Apr 2];21(3):425–32. Available from:

https://journals.lww.com/ijdr/fulltext/2010/21030/infinite_to_finite__an_overview_of_finite_element.24.aspx

121. İnan M. Cisimlerin mukavemeti. İstanbul: Birsen Yayınevi; 1984.
122. Cattaneo P, Dalstra M. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Journal of dentistry* [Internet]. 2003 [cited 2025 Apr 3]. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540602569730>
123. Kim N, Sankar B, Kumar A. Introduction to finite element analysis and design. 1st ed. 2018.
124. Shivakumar S, Kudagi VS, Talwade P. Applications of finite element analysis in dentistry: a review. *Journal of international oral health* [Internet]. 2021 Sep 1 [cited 2025 Apr 3];13(5):415–22. Available from: https://journals.lww.com/jioh/fulltext/2021/13050/applications_of_finite_element_analysis_in.1.aspx
125. Tanne K, Koenig H. Moment to force ratios and the center of rotation. *American journal of orthodontics* [Internet]. 1988 [cited 2025 Apr 13]. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0889540688901333>
126. Hong YY, Meng M, Zhou Q, Chao C, Cai Y, Han J, et al. Efficacy of upper-incisor torque control with clear aligners: a retrospective study using cone-beam computed tomography. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2023 Jul 1 [cited 2025 Apr 14];27(7):3863–73. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00784-023-05006-1>
127. Tamburrino F, D'Antò V, Bucci R, Alessandri-Bonetti G, Barone S, Razionale AV. Mechanical properties of thermoplastic polymers for aligner manufacturing: in vitro study. *Dent J* [Internet]. 2020 May 10 [cited 2025 Apr 22];8(2):47. Available from: <https://www.mdpi.com/2304-6767/8/2/47/htm>
128. Slaymaker J, Hirani S, Woolley J. Direct 3D printing aligners—past, present and future possibilities. *British dental journal* [Internet]. 2024 [cited 2025 Apr 22]. Available from: <https://www.nature.com/articles/s41415-024-7126-0>
129. Yurdakurban E, Topsakal KG, Duran GS, Görgülü S. Evaluating the accuracy between hollow and solid dental aligner models: a comparative study of printing technologies. *Australas Orthod J* [Internet]. 2024 Jul 1 [cited 2025 Jun 29];40(2):51–62. Available from: <https://sciendo.com/article/10.2478/aoj-2024-0023>
130. Ko J, Bloomstein RD, Briss D, Holland JN, Morsy HM, Kasper FK, et al. Effect of build angle and layer height on the accuracy of 3-dimensional printed dental models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2021 Sep 1;160(3):451–458.e2. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34456006/>.

131. Ocak I, Gorucu-Coskuner H, Aksu M. Wear resistance of orthodontic attachments: a comparative analysis of different composite resins in clear aligner therapy. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2025 May 1 [cited 2025 Jun 27];29(5):4455–4464. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00784-025-06316-2>
132. Fausto da Veiga Jardim A, Curado de Freitas J, Estrela C. Surface wear and adhesive failure of resin attachments used in clear aligner orthodontic treatment. *J Orofac Orthop* [Internet]. 2024 May 1 [cited 2025 Jun 27];85(Suppl 1):52–62. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00056-023-00471-5>
133. Kurnaz M, Erçin Ö, Kopuz D. Comparison of the adhesive performance of various composite materials used for clear aligner attachments. *Acta Odontol Turc* [Internet]. 2025 [cited 2025 Jun 27];42(2):88–95. Available from: <https://dergipark.org.tr/en/pub/gaziaot/issue/91778/1470625>
134. Jiang T, Jiang Y, Chu F, Lu P. A cone-beam computed tomographic study evaluating the efficacy of incisor movement with clear aligners: assessment of incisor pure tipping, controlled tipping. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2021 [cited 2025 Apr 29];159(5):635–643. Available from: [https://www.ajodo.org/article/S0889-5406\(21\)00041-X/abstract](https://www.ajodo.org/article/S0889-5406(21)00041-X/abstract)
135. Liu L, Song Q, Zhou J, Kuang Q, Yan X, et al. The effects of aligner overtreatment on torque control and intrusion of incisors for anterior retraction with clear aligners: a finite-element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2022 [cited 2025 Apr 29];161(3):352–62. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540622000531>
136. Hong Y, Kang T, Zhou M, et al. Effect of varying auxiliaries on maxillary incisor torque control with clear aligners: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [Internet]. 2024 [cited 2025 Apr 29];165(4):465–475. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540624001112>
137. Mollica F, Narongdej P, Hassanpour M, Alterman N, Rawlins-Buchanan F, Barjasteh E. Advancements in clear aligner fabrication: a comprehensive review of direct-3D printing technologies. *Polymers* [Internet]. 2024 Mar 10 [cited 2025 May 3];16(3):371. Available from: <https://doi.org/10.3390/polym16030371>
138. ISO 20795-2:2013. Dentistry — Base polymers — Part 2: Orthodontic base polymers. 2nd ed. Geneva: International Organization for Standardization; 2013 [reviewed 2021]
139. Daniele V, Macera L, Taglieri G, Spera L, Marzo G, Quinzi V. Color stability, chemico-physical and optical features of the most common PETG and PU based orthodontic aligners for clear aligner therapy. *Polymers* [Internet]. 2021 [cited 2025 May 2];14(1):14. Available from: <https://www.mdpi.com/2073-4360/14/1/14>
140. Pratto I, Busato MCA, Bittencourt PRS. Thermal and mechanical characterization of thermoplastic orthodontic aligners discs after molding process. *J Mech Behav Biomed Mater*

- [Internet]. 2022 Feb 1 [cited 2025 May 2]; 126:104991. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751616121006184>
141. Jindal P, Juneja M, Bajaj D, Siena FL, Breedon P. Effects of post-curing conditions on mechanical properties of 3D printed clear dental aligners. *Rapid Prototyp J* [Internet]. 2020 Aug 20 [cited 2025 May 4];26(8):1337–44. Available from: <https://doi.org/10.1108/RPJ-04-2019-0118>
 142. Ayazoğlu S. Üç boyutlu yazıcı ile direkt üretilen şeffaf plakların okluzal kuvvetler altındaki boyutsal değişimlerinin sonlu eleman analizi ile incelenmesi [Doktora tezi]. Ankara: Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Gülhane Dış Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı; 2023.
 143. Sayahpour B, Zinelis S, Polychronis G, Eliades T, Goteni M, Kopp S, Eslami S, et al. Effects of intraoral aging on mechanical properties of directly printed aligners vs. thermoformed aligners: an in vivo prospective investigation. *Eur J Orthod* [Internet]. 2024 Jan 1 [cited 2025 May 4];46(1): cjad063. Available from: <https://doi.org/10.1093/ejo/cjad063>
 144. Göksu M. Dış hekimî tarafından direkt ve indirekt üretilen şeffaf plakların sabit ortodontik tedavi ile verimlilik, tedavi süresi, beyaz nokta lezyonları açısından karşılaştırılması [Uzmanlık tezi]. Kayseri: Erciyes Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı; 2025
 145. Elkholy F, Schmidt F, Jäger R, Lapatki BG. Forces and moments delivered by novel, thinner PET-G aligners during labiopalatal bodily movement of a maxillary central incisor: an in vitro study. *Angle Orthod* [Internet]. 2016 Nov 1 [cited 2025 May 6];86(6):883–90. Available from: <https://dx.doi.org/10.2319/011316-37R.1>
 146. Bae BG, Kim YH, Lee GH, Lee J, Min J, Kim H, Shin JW, Chae HS, et al. A study on the compressive strength of three-dimensional direct printing aligner material for specific designing of clear aligners. *Sci Rep* [Internet]. 2025 Jan 20 [cited 2025 May 7];15(1):2489. Available from: <https://doi.org/10.1038/s41598-025-86687-4>
 147. Jahng KJ. Forces and moments generated by pressure points in 3D-printed aligners during rotation of a maxillary lateral incisor: an in vitro study [Internet]. St. Louis (MO): Saint Louis University; 2023 [cited 2025 May 7]. Available from: <https://www.proquest.com/docview/3067541876>
 148. Cheng Y, Liu X, Chen X, Li X, Fang S, Wang W, et al. The three-dimensional displacement tendency of teeth depending on incisor torque compensation with clear aligners of different thicknesses in cases of extraction: a. *BMC Oral Health* [Internet]. 2022 Dec 1 [cited 2025 Jun 25];22(1):499. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1186/s12903-022-02521-7>
 149. Castroflorio T, Garino F, Lazzaro A, Debernardi C. Upper-incisor root control with Invisalign appliances. *J Clin Orthod* [Internet]. 2013 Jun [cited 2025 Jun 25];47(6):346–51. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23863556>

150. Taşkınsel E, Gümüş HÖ. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Univ Diş Hek Derg* [Internet]. 2015 Feb 11 [cited 2025 Jun 27];24(8):131–5. Available from: <https://dergipark.org.tr/tr/pub/ataunidfd/issue/2525/32437>
151. Ülgen M. Ortodonti tedavi prensipleri. 8. baskı. Diyarbakır: Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 2015.
152. Bennett JC, McLaughlin RP, Trevisi HJ. Systemized orthodontic treatment mechanics. 1st ed. London: Mosby; 2002
153. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary orthodontics. 4th ed. St. Louis: Elsevier; 2007.



EK 1. ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı-Soyadı: Burcu BAKKAL

Doğum yeri ve tarihi Uyuğu

Medeni durumu Askerlik durumu

İletişim adresi ve telefonu Yabancı dili

II- Eğitimi (tarih sırasına göre yeniden eskiye doğru)

Diş Hekimi (2012-2019)

Araştırma Görevlisi (2021-2025)

III- Ünvanları (tarih sırasına göre eskiden yeniye doğru)

Diş Hekimi (2012-2019)

Araştırma Görevlisi (2021-2025)

IV- Mesleki Deneyimi

V- Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

Türk Ortodonti Derneği

VI- Bilimsel İlgi Alanları

Yayınları: (Ulusal ya da uluslararası makale, bildiri, poster, kitap/kitap bölümü vb.)

Bakkal, B., Topsakal, K. G., & Duran, G. S. (2025). New horizons in dentistry and orthodontics with 4D printing technologies 4D printing and orthodontics. *Australasian Orthodontic Journal* (0587-3908), 41(1).

BURCU BOZOĞLU, KÜBRA GÜLNUR TOPSAKAL, GÖKHAN SERHAT DURAN (2023). 4 Boyutlu Baskı Tekniği ve Diş Hekimliğindeki Potansiyel Kullanım Alanları 18. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)

Burcu BOZOĞLU, Ebru YURDAKURBAN, Kübra Gülnur TOPSAKAL, Gökhan Serhat DURAN, Serkan GÖRGÜLÜ (2021). CAD/CAM Teknolojisi ile Aparey Üretimi ve Kişiselleştirilmiş Düzenlemeler. Sivas Cumhuriyet Üniversitesi 1. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)

BURCU BOZOĞLU, KÜBRA GÜLNUR TOPSAKAL, GÖKHAN SERHAT DURAN, SERKAN GÖRGÜLÜ (2022). Vertikal Anomalilere Sahip Bireylerin Trabeküler Yapılarının Fraktal Analiz Metoduyla Değerlendirilmesi 18. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi (Poster)

BURCU BAKKAL, KÜBRA EMANET, KÜBRA GÜLNUR TOPSAKAL, TANER ÖZTÜRK, AHMET YAĞCI (2024). Yüz Maskesi Uygulamasının Mandibulanın Farklı Bölgelerindeki Trabeküler Kemik Yapısı Değişimi Üzerine Etkisinin Fraktal Analiz Yöntemi Kullanılarak Değerlendirilmesi 19. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi (Poster)