



**T.C
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**Şeffaf Plaklarla Mini Vida Destekli Kanin Distalizasyonu
Uygulamalarında Uzunluğu ve Yapısı Farklı Kuvvet Kollarının Etkisinin
Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi**

**Ortodonti Programı
Uzmanlık Tezi**

Dt. Ayşegül İnan

**Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Merve Gonca**

**RİZE
2022**

KABUL ONAY

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalında, Dr. Öğr. Üyesi Merve Gonca danışmanlığında, Ayşegül İnan tarafından hazırlanan “Şeffaf plaklarla mini vida destekli kanin distalizasyonu uygulamalarında uzunluğu ve yapısı farklı kuvvet kollarının etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi ” adlı bu tez çalışması, 8.09.2022 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucunda oy birliği/oy çokluğuyla başarılı bulunarak jürimiz tarafından **Yüksek Lisans Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Unvanı, Adı SOYADI

İmza

Başkan :

Üye :

Üye :

ETİK BEYAN

Ortodonti Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Programından mezun olmak üzere teslim ettiğim “Şeffaf plaklarla mini vida destekli kanin distalizasyonu uygulamalarında uzunluğu ve yapısı farklı kuvvet kollarının etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi ” adlı tezim, bilim ve araştırma etiği prensiplerine riayet edilerek tarafımdan yazılmıştır. Tez çalışmamda, başka kaynaklardan aktarılan bütün bilgi ve alıntılar, Enstitünüz Tez Yazım Kılavuzuna uygun olarak açıkça gösterilmiştir. Kaynağı gösterilenler dışında kalan bütün bilgiler uygun araştırma yöntemi kullanılarak tarafımdan edinilmiş ve esere bu şekilde yansıtılmıştır. Şahsıma ait olmayan hiçbir bilgi, kasıt veya kusurlar, şahsıma aitmiş gibi gösterilmemiştir. İnternet kaynakları dâhil, sahibine/kaynağına atıf yapılmaksızın hiçbir bilgi kullanılmamıştır. Aksinin ortaya çıkması halinde doğacak bütün hukuki, idari, akademik ve etik sorumluluk tarafıma ait olacaktır. Eserin tesliminden sonra herhangi bir zamanda, bilim etiğine aykırılık tespit edilmesi ve / veya eserimle ilgili intihal veya intihal şeklinde anlaşılabacak bir durumun ortaya çıkması halinde; Üniversiteniz ve eğitim kadronuzun hiçbir şekilde sorumlu tutulmayacağını hür irademle kabul, beyan ve taahhüt ederim.

../.../...

(İmza):

Yazarın Adı SOYADI: Ayşegül İnan

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Merve GONCA'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini paylaşan, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Büşra BEŞER'e,

Çalışma hayatımı keyifli bir hale getiren, her konuda desteklerini hissettiğim, birlikte güzel anılar biriktirdiğim, çalışma arkadaşlarım İrem KARAMEHMETOĞLU'na, Rauf VELİYEV'e ve ortodonti bölümündeki bütün personele,

Bilgi ve deneyimleriyle bana desteğini esirgemeyen Dr. Berk KÖNİ'ye,

Hayatımın her anında gösterdikleri inanç ve özveri ile bugünlere gelmemde büyük emekleri olan, sonsuz sevgi ve saygı duyduğum, varlıklarıyla güç bulduğum ve hayattaki en büyük şanslarım olan canım annem Nursel SİVRİKAYA'ya, babam Abdullah SİVRİKAYA'ya, abim Efe Can SİVRİKAYA'ya, yengem Pınar SİVRİKAYA'ya, sevgili eşim Burak İNAN'a, biricik oğlum Yiğit Eymen İNAN'a sonsuz teşekkürler...

Ayşegül İnan

İÇİNDEKİLER

KABUL ONAY	
ETİK BEYAN	
ÖNSÖZ.....	I
İÇİNDEKİLER.....	II
ÖZET	IV
ABSTRACT	V
KISALTMALAR	VI
TABLO DİZİNİ	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ	VIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Şeffaf Plakların Tarihi	4
2.1.1. Flex-O-Tite Apareyi.....	4
2.1.2. Positioner Apareyi	4
2.1.3. Vakumla Biçilendirilen Dental Kontur Apareyi.....	5
2.1.4. Essix Apareyi	6
2.1.5. CAD-CAM Sistemleri.....	6
2.2 Şeffaf Plaklarla Tedavinin Avantajları, Dezavantajları ve Limitasyonları.....	7
2.2.1 Şeffaf Plaklarla Ortodontik Tedavinin Avantajları	7
2.2.2 Şeffaf Plaklarla Ortodontik Tedavinin Dezavantajları	7
2.2.3.Şeffaf Plaklarla Ortodontik Tedavinin Limitasyonları Sadece şeffaf plaklarla ortodontik tedavinin istenilen sonuca ulaştıramayacağı durumlar aşağıda belirtilmiştir;	8
2.3. Şeffaf Plaklarda Dış Hareketinin Gerçekleşmesi	9
2.3.1. Şeffaf Plaklarda Dış Hareketine Yardımcı Elemanlar	9
2.3.1.1 Ataşmanlar.....	9
2.6 Şeffaf Plaklar ile Kanin Distalizasyonu	20
2.7 Paslanmaz Çelik ve Karbon Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezin Materyalinin Ortodontide Yeri.....	21
2.8 Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	23
2.8.1 Gerilim Ölçer Analiz Yöntemi	23
2.8.2 Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	23

2.8.3 Lazer Işın Kuvvet Analizi Yöntemi.....	23
2.8.4 Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analizi.....	24
2.8.5. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi.....	24
3. MATERYAL METOD	29
3.1.Alveolar Kemik, PDL, Dişlerin ve Ortodontik Materyallerin Modellenmesi.....	31
3.2. Kuantatif Model Bilgileri	32
3.3. 3D Koordinat Sistemi ve Sınır Koşullarının Tanımlanması	32
3.4. Malzeme Tanımları	32
4. BULGULAR	35
4.1.1. PDL’de Von Mises Stres Değeri	35
4.1.2. PDL’de Çekme Stres Değeri.....	36
4.2 Dişlerin Stres ve Yer Değiştirme Değerlerinin Karşılaştırılması	38
4.2.1.Dişlerde Von Mises Stres Değerleri.....	38
4.2.2. Dişlerde Çekme Stres Değerleri	39
4.2.3. Dişlerde X, Y, Z Eksenlerinde Yer Değiştirme Miktarları.....	41
4.2.4. Kanin Dişteki Yer değişikliği Miktarlarının Yz, Xz, Xy Düzlemlerinde Karşılaştırılması	49
4.3.2. Şeffaf Plakta Von Mises Stres	62
5.TARTIŞMA.....	71
7.KAYNAKÇA.....	87

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Ana Bilim Dalı: Ortodonti

Tez Türü: Uzmanlık

Danışman: Dr Merve Gonca

Hazırlayan: Ayşegül İnan

Yıl: 2022

Sayfa Sayısı :110

ÖZET

Şeffaf Plaklarla Mini vida Destekli Kanin Distalizasyonu Uygulamalarında Uzunluğu ve Yapısı Farklı Kuvvet Kollarının Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi

Amacımız şeffaf plaklarla kanin distalizasyonunun tedavisinde farklı yapıda ve değişken uzunluktaki kuvvet kollarının kullanımının diş hareketlerine, periodontal dokuya, şeffaf plağa, kuvvet koluna, mini vidaya etkisini 3 boyutlu(3D) sonlu elemanlar analizi (SEA) ile değerlendirmektir.

1. küçük azı dişi çekilmiş, kanin dişin maksillar düzlemle 90° açısı olan, düzgün hizalı dişlere sahip erişkin bir hastaya ait dental tomografi (BT) verileri kullanılarak 3D üst çene modeli oluşturulmuştur. 3D üst çene modeli, BT verisinden 3D Slicer (BWH, MA, USA) yazılımı aracılığı ile elde edilmiştir. Katı modelleri analiz ortamına uyarlamak için ALTAIR Evolve yazılımı (ALTAIR, Troy, MI, ABD) aracılığıyla tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri kullanıldı. Optimize ağ örgüsünün gerçekleştirilmesi için ALTAIR Hypermesh (ALTAIR, Troy, MI, USA) yazılımı kullanıldı. Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit SEA modellerinin çözümünde kullanıldı. Çalışmamızda toplam 14 model oluşturulmuştur. İki modelde sadece 0,1 mm ve 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonu uygulanmış, kuvvet kolu kullanılmamıştır. İki farklı plak aktivasyonuna (0,1 veya 0,2 mm), üç farklı kuvvet kolu uzunluğuna (12, 13 veya 14 mm) ve iki kuvvet kolu malzemesine (paslanmaz çelik, karbon fiber ile güçlendirilmiş kompozit) göre 12 model oluşturulmuştur.

Tüm modellerde en fazla periodontal stres kanin dişin çevresinde görülmüştür. En fazla çekme stresi model 13 ve model 14'te kanin dişin mesio-bukkalinde izlenmiştir. Şeffaf plak aktivasyonu ve kuvvet koluyla distal yönlü kuvvet uygulanan modellerde kanin kronunda distale devrilme azalmış, palatine devrilme artmıştır. En fazla distale ve palatine devrilme 2. grupta model 13 ve 14'de; 1. grupta model 6 ve model 7'de görülmüştür. Ön keser dişlerde palatinal yönde en az devrilme model 6 ve model 7'de görülmüştür. Dişlerde yer değiştirmenin fazla olduğu bölgelere karşılık gelen plak bölgelerinde de deformasyonun fazla olduğu gözlenmiştir. Bu bölgeler kanin, kanine komşu çekim yeri ve lateral dişi kaplayan bölgelerdir. Aynı uzunluğa fakat farklı materyale sahip kuvvet kolları kanin diş hareketinde benzer sonuçlar göstermiştir. Fakat karbon fiber ile güçlendirilmiş kompozit (KFGK) yapısındaki kuvvet kolunda, paslanmaz çelik kuvvet koluna (PÇ) göre daha az stres oluşmuş, stres diş etine daha yakın konumlanmıştır. Kuvvet kollarındaki en yüksek Von Mises stres değeri model 13'te görülmüştür. Tüm modellerde mini vida üzerinde en yüksek Von Mises stresi boyun bölgesindeydi. Vidanın yerleştiği alveolar kemikte çekme stresinin en fazla olduğu bölge 2. grupta 1.gruba göre hem oklüzyona daha yakın hem daha mesialde konumlanmıştır. En fazla çekme stresi model 13 ve model 14'te izlenmiştir.

Çalışmamızdaki sonuçlara göre şeffaf plaklarda kuvvet kolu uygulaması dişlerin sagittal eksende paralel hareketin sağlanmasına yardımcı olmakta fakat transvers düzlemdeki devrilme miktarında artışa neden olmaktadır. Kuvvet kolu uzunluğunun artışı hem plak deformasyonu hem periodontal doku stresini arttırmaktadır. KFGK, PÇ ile kıyaslandığında diş hareketlerinde benzer sonuçlar göstermiş ayrıca iç yapısında daha az stres birikimi barındırmıştır. Ayrıca stres bölgesinin ataşmandan daha uzakta konumlanması ataşmanın daha az deformasyona uğramasına neden olabileceğinden PÇ'ye alternatif olarak kullanılabileceği yönünde umut vaat etmektedir. Ancak bu alandaki tek çalışma olduğundan diğer çalışmalarla birlikte daha geniş bir perspektifte değerlendirilmesi gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Şeffaf plak, kuvvet kolu, kanin distalizasyon, karbon fiber ile güçlendirilmiş kompozit, sonlu elemanlar analizi

Recep Tayyip Erdogan University Institute of Graduate Studies

Department: Orthodontics

Thesis Type: Master Thesis

Supervisor: Dr. Gonca Merve, Assistant Professor

Author: Ayşegül İnan

Year: 2022

Pages :110

ABSTRACT

Evaluation Of The Effect Of Different Length And Structure Of Force Arms In Miniscrew Assisted Canine Distalization Applications On Clear Aligner By Finite Element Analysis

Our aim was to evaluate the effects of using different structures and variable lengths of force arms in treatment of canine distalization with clear aligners via 3D finite element analysis (SEA) on tooth movements, periodontal tissue, clear aligner, force arm, miniscrew.

A 3-dimensional (3D) model was created using tomography data (CT) of an adult patient with well-aligned teeth, the first premolar tooth extracted, the canine angled 90 degrees with the maxillary plane. The 3D maxillary model was obtained from the CT data via 3D Slicer (BWH, MA, USA) software. Reverse engineering and three-dimensional CAD activities via ALTAIR Evolve software (ALTAIR, Troy, MI, USA) were used to adapt solid models to the analysis environment. ALTAIR Hypermesh (ALTAIR, Troy, MI, USA) was used to realize optimized mesh. Nastran-based ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) was used to solve implicit finite element models. 14 models were created in our study. In two models, only 0.1 or 0.2mm aligner activation was applied, power arm was not used. Another 12 models were created based on two different aligner activations (0.1 or 0.2 mm), three different power arm lengths (12, 13 or 14 mm) and two power arm materials (stainless steel or carbon fiber reinforced composite).

The maximum periodontal stress was observed around the canine in all models. The highest tensile stress was observed in the mesio-buccal of the canine in models 13 and 14. Distal tipping of the canine crown decreased and palatal tipping increased in models with clear aligner activation and distally applied force with the power arm. In the model 13 and model 14 from the 2nd group, in the model 6 and model 7 from the 1st group, the most distal tipping and the most palatal tipping were observed. The least palatal tipping of anterior incisors in the palatal direction was observed in model 6 and model 7. It has been observed that the deformation is high in the aligner regions corresponding to the regions where the displacement is high in the teeth. These regions were in the regions covering canine tooth, the extraction site and the lateral tooth. Different power arms of equal length showed similar results in tooth movements. However, less stress occurred in the carbon fiber reinforced composite power arm compared to the stainless steel power arm, and the stress was closer to the gingiva. The highest Von Mises stress in the power arm was seen in model 13. The highest Von Mises stress on the miniscrew in all models was in the neck region. In the alveolar bone where the screw was located the region with the highest tensile stress was located both closer to the occlusion and more mesially in 2nd group compared to 1st group. The highest tensile stress was observed in model 13 and model 14. The highest tensile stress of the screw region was observed in the model 13 and model 14.

According to the results of our study, the power arm application in addition to the activation of the clear aligner helps to provide parallel movement of the teeth in the sagittal axis, but causes an increase in the amount of tipping in the transverse plane. Increasing the length of the power arm increases both aligner deformation and periodontal tissue stress. KFGK showed similar results in tooth movements when compared to PÇ, and had less stress in its internal structure. In addition, the fact that the stress region was located further away from the attachment may cause less deformation of the attachment, thus promising that it can be used as an alternative to PÇ. However, since it is the only study in this field, it should be evaluated in a wider perspective together with other studies.

Keywords: Clear aligner, force arm, canine distalization, carbon fiber reinforced composite, finite element analysis

KISALTMALAR

Ark:	Arkadaşlar
BT:	Bilgisayar Tomografisi
CAD –CAM:	Bilgisayar destekli dizayn ve bilgisayar destekli üretim
FGK:	Fiberle güçlendirilmiş kompozit
Gr:	Gram
IPR:	Ara yüz aşındırma
KFGK:	Karbon fiber ile güçlendirilmiş kompozit
kPa:	Kilopaskal
Maks:	Maksimum
Min:	Minumum
Mm:	Milimetre
m²:	Metrekare
MPa:	Megapaskal
N:	Newton
NiTi:	Nikel titanyum
P:	Paskal
PÇ:	Paslanmaz çelik
PDL:	Periodontal ligament
RPE:	Rapid palatal ekspansiyon
SEA:	Sonlu elemanlar analizi
SEA:	Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi
TPA:	Transpalatal ark
Vb. :	Ve benzeri
Vd. :	Ve diğlerleri
VDA:	Vertikal dikdörtgen ataşman
VHA:	Vertikal horizontal ataşman
%:	Yüzde

TABLO DİZİNİ

- Tablo 1.** Modellerin kuantitatif bilgileri
- Tablo 2.** Malzemelerin elastik modülü ve poisson oranı
- Tablo 3.** Araştırmada kullanılan çalışma modelleri ve kuvvet aktivasyonları
- Tablo 4.** Kanin dişin periodontal ligamentindeki stres değerleri
- Tablo 5.** Kanin dişte Von Mises ve çekme stres değerleri
- Tablo 6.** Santral dişin hareket miktarı
- Tablo 7.** Lateral dişin hareket miktarı
- Tablo 8.** Kanin dişin hareket miktarı
- Tablo 9.** 2. premolar dişin hareket miktarı
- Tablo 10.** 1. molar dişin hareket miktarı
- Tablo 11.** 2. molar dişin hareket miktarı
- Tablo 12.** Şeffaf plağın toplam ve x, y, z yönlerindeki yer değiştirmesi
- Tablo 13.** Mini vidada Von Mises stres
- Tablo 14.** Kuvvet kolunda Von Mises stres değeri ve yeri
- Tablo 15.** Mini vida uygulanan bölgede stres değerleri

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Konvasiyonel ataşmanlar (a: elipsoid ataşman, b: dikdörtgen ataşman, c: eğimli dikdörtgen ataşman)

Şekil 2. Optimize ataşmanlar (a: optimize rotasyon ataşmanı, b: optimize çoklu düzlem ataşmanı, c: optimize ekstrüzyon ataşmanı d: optimize çoklu ekstrüzyon ataşmanı, e: optimize kök kontrol ataşmanı f: optimize ekstrüzyon ataşmanı g: optimize ankraj ataşmanı)

Şekil 3. Elastik ve buton

Şekil 4. Mini vida

Şekil 5. Kuvvet kolu

Şekil 6. Çalışma modeli oluşturulurken yararlanılan tomografik veriler

Şekil 7. Matematiksel modelin gösterimi.

Şekil 8. Kortikal kemik, kansellöz kemik, periodontal ligament ve dişlerin modellemesi

Şekil 9. Çalışmada kullanılan şeffaf plak, ataşman ve mini vidanın modellemesi

Şekil 10. 12, 13, 14 mm uzunluğundaki kuvvet kollarının modellemesi

Şekil 11. Sınır koşulu belirlenen maksilla modeli

Şekil 12. Kuvvet uygulama senaryoları

Şekil 13. Şeffaf plağın 0,1 mm aktivasyonunda PDL’de Von Mises stres değerleri (a: model 1, b: model 2, c: model 3, d: model 4, e: model 5, f: model 6, g: model 7)

Şekil 14. Şeffaf plağın 0,2 mm aktivasyonunda PDL’de Von Mises stres değerleri (a: model 8, b: model 9, c: model 10, d: model 11, e: model 12, f: model 13, g: model 14)

Şekil 15. Şeffaf plağın 0,1 mm aktivasyonunda PDL’de çekme stres değerleri (a: model 1, b: model 2, c: model 3, d: model 4, e: model 5, f: model 6, g: model 7)

Şekil 16. Şeffaf plağın 0,2 mm’lik aktivasyonunda PDL’de gözlenen çekme stresi (a: model 8, b: model 9, c: model 10, d: model 11, e: model 12, f: model 13, g: model 14)

Şekil 17. Şeffaf plağın 0,1 mm’lik aktivasyonunda dişlerdeki Von Mises stres değerleri (a: model 1, b: model 2, c: model 3, d: model 4, e: model 5, f: model 6, g: model 7)

Şekil 18. Şeffaf plağın 0,2 mm’lik aktivasyonunda dişlerdeki Von Mises stres değerleri (a: model 8, b: model 9, c: model 10, d: model 11, e: model 12, f: model 13, g: model 14)

Şekil 19. Şeffaf plağın 0,1 mm aktivasyonunda dişlerde çekme stres değerleri (a: model 1, b: model 2, c: model 3, d: model 4, e: model 5, f: model 6, g: model 7)

Şekil 20. Şeffaf plak 0,2 mm aktivasyonunda dişlerde çekme stres değerleri (a: model 8, b: model 9, c: model 10, d: model 11, e: model 12, f: model 13, g: model 14)

Şekil 21. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda 1. grup modellerdeki dişlerde toplam ve x, y, z eksenlerindeki yer değiştirme

Şekil 22. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda 2. grup modellerdeki dişlerde toplam ve x, y, z eksenlerindeki yer değiştirme

Şekil 23. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin yz düzleminde y ekseninde yer değiştirmesi (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)

Şekil 24. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin yz düzleminde y ekseninde yer değiştirmesi (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

Şekil 25. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin yz düzleminde z ekseninde yer değiştirmesi (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)

Şekil 26. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin yz düzleminde z ekseninde yer değiştirmesi (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

Şekil 27. 0,1mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xz düzleminde x ekseninde yer değiştirmesi (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)

Şekil 28. 0,2mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xz düzleminde x ekseninde yer değiştirmesi (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

Şekil 29. 0,1mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xz düzleminde z ekseninde yer değiştirmesi (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)

Şekil 30. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xz düzleminde z ekseninde yer değiştirmesi (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

Şekil 31. 0,1mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xy düzleminde x ekseninde yer değiştirmesi (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)

Şekil 32. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xy düzleminde x ekseninde yer değiştirmesi (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

Şekil 33. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xy düzleminde y ekseninde yer değiştirmesi (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)

Şekil 34. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xy düzleminde y ekseninde yer değiştirmesi (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

Şekil 35. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda şeffaf plakta yer değişikliği (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)

Şekil 36. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda şeffaf plakta yer değişikliği (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

Şekil 37. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda 1. grup modellerinde toplam,x, y ve z eksenlerinde yer değiştirme

Şekil 38. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda 2. grup modelde toplam, x, y ve z eksenlerinde yer değiştirme

Şekil 39. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda şeffaf plakta Von Mises stres değerleri (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)

Şekil 40. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda şeffaf plakta Von Mises stres değerleri (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

Şekil 41. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vidada Von Mises stres değerleri (a: model 2,b: model 3,c: model 4,d: model 5,e: model 6,f: model 7)

Şekil 42. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vidada Von Mises stres değerleri (a: model 9,b: model 10,c: model 11,d: model 12,e: model 13,f: model 14)

Şekil 43. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda kuvvet kolundaki Von Mises stres değerleri (a: model 2,b: model 3,c: model 4,d: model 5,e: model 6,f: model 7)

Şekil 44. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kuvvet kolundaki Von Mises stres değerleri (a: model 9, b: model 10, c: model 11, d: model 12, e: model 13, f: model 14)

Şekil 45. 0,1mm şeffaf plak aktivasyonunda kuvvet kolunda en yoğun Von Mises stresin apikalden uzaklığı (a: model 2, b: model 3, c: model 4, d: model 5, e: model 6, f: model 7)

Şekil 46. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kuvvet kolunda en yoğun Von Mises stresin apikalden uzaklığı (a: model 9, b: model 10, c: model 11, d: model 12, e: model 13, f: model 14)

Şekil 47. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vida uygulanan bölgenin çekme stres değeri (a: model 2, b: model 3, c: model 4, d: model 5, e: model 6, f: model 7)

Şekil 48. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vida uygulanan bölgenin çekme stres değeri (a: model 9, b: model 10, c: model 11, d: model 12, e: model 13,f: model 14)

Şekil 49. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vida uygulanan bölgenin basma stres değeri (a: model 2, b: model 3, c: model 4, d: model 5, e: model 6, f: model 7)

Şekil 50. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vida uygulanan bölgenin basma stres değeri (a: model 9, b: model 10, c: model 11, d: model 12, e: model 13, f: model 14)

Şekil 51. 0,1mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vida uygulanan bölgenin Von Mises stres değeri (a: model 2, b: model 3, c: model 4, d: model 5, e: model 6, f: model 7)

Şekil 52. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vida uygulanan bölgenin Von Mises stres değeri (a: model 9, b: model 10, c: model 11, d: model 12, e: model 13, f: model 14)



1. GİRİŞ

Günümüzde, ortodontik tedavi görecektir bireyler tedavi sürecini estetik apareylerle ve konforlu bir şekilde geçirmek istemektedir (Vaden, 2015). Bu amaçla sabit geleneksel labial metal braketlere alternatif farklı estetik yaklaşımlar bulunmaktadır. 1970’lerde lingual braketleme geliştirilmiş, 1980’lerde ise estetik porselen braketler kullanılmaya başlanmıştır (Baum, 1975; Comba, Parrini, Rossini, Castroflorio, ve Deregibus, 2017; Johnson, Walker, ve Kula, 2005). 1990’larda artan teknolojik yeniliklerle hızla gelişen şeffaf plak yöntemi, günümüzde hastalara daha estetik ve konforlu bir tedavi süreci sunmaktadır. Bu nedenle hem hastalar hem hekimler arasında bu tedavi yöntemi popüler hale gelmiştir (Rosvall, Fields, Ziuchkovski, Rosenstiel ve Johnston, 2009).

Lingual ortodontide, braket ve teller dişlerin lingual yüzeylerine konumlandırılarak ortodontik materyalin görünürlüğü azaltılmış, geleneksel sabit tedavi yöntemine göre daha estetik görünüm sağlanmıştır (Baum, 1975). Fakat uzun süren tedavi seansı, detay isteyen laboratuvar işlemleri ve diş çevre dokularda gözlenen irritasyonlar bu tedavinin dezavantajlarından olmuştur (Sheridan, McMinn ve LeDoux, 1995; Takemoto, 2003). Zamanla lingual braket tasarımında yapılan yenilikler (kişiyeye özel braket tasarımı, braketlerin pozisyonlandırılması, bilgisayar destekli ark teli üretimi vb.), laboratuvar işlemlerini ve klinik uygulama tekniklerini kolaylaştırmıştır (Align Technology, 2002).

Diş renginde seramik veya plastik malzemeden üretilen braketler de estetik özellikleri nedeniyle tercih edilmişlerdir. Fakat plastik braketlerde zamanla renk değişimi gözlenebilmekte ve bu nedenle estetik özelliğini kaybedebilmektedir. Ayrıca boyutsal stabilitesinin düşük olması ve braket ile ark teli arasında meydana gelen yüksek sürtünme direnci ortodontik tedaviyi zorlaştırmaktadır (Proffit, 2007). Porselen braketlerin plastik braketlere göre hem renklenmesinin daha az hem de boyutsal stabilitesinin daha iyi olduğu belirtilmiştir. Porselen braketlerin dezavantajı ise braket slotunda sürtünmenin fazla olması ve braketlerde kırılma gözlenebilmesidir. Temas ettiği karşıt diş yüzeylerinin aşınmasına neden olabilir ve braket sökümünde mine hasarı meydana gelebilir (Johnson ark., 2005).

Şeffaf plaklar, estetik şeffaf apareylerle dişleri düzelten telsiz ortodontik tedavidir. Şeffaf plaklara öncül olan ilk apareyin gelişimi 20. yüzyıl başlarına kadar uzanmaktadır (Remensnyder, 1926). 1990 yıllarda bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle birlikte şeffaf plak tedavisinde büyük ilerleme kaydedilmiştir. Başlangıçta sadece hafif malokluzyonların (anterior çapraşıklık, relaps vakaları) düzeltilmesinde kullanılan şeffaf plaklar, günümüzde orta ve zor

düzeydeki vakalarda sagittal, transversal vertikal yönlerdeki malokluzyonların düzeltiminde kullanılabilmektedir (Tai, 2019).

1999 yılında Align Technology'nin Invisalign apareyini piyasaya sürmesiyle ve düzenlediği kamu kampanyalarıyla şeffaf plaklar geniş kitlelere tanıtılmıştır (Phan ve Ling, 2007). Align Technology'nin bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) teknolojisine sahip olması, şeffaf plak uygulamasının hasta ve hekim arasında çok hızlı bir şekilde popüler konuma gelmesini sağlamıştır (Wong, 2002).

Şeffaf plaklarla ortodontik tedavi hem estetik hem konforludur (Joffe, 2003). Hasta tarafından takılıp çıkarılabiliyor olması hastanın ağız hijyenini kolayca gerçekleştirebilmesine olanak tanımaktadır. Bu sayede periodontal sağlığı da pozitif yönde etkilemektedir (Miethke, 2005). Şeffaf plaklarda çevre dokuların irritasyonu minimaldir, hastalarda sabit ortodontik tedaviye göre ağrı daha azdır (Miller, 2007). Bu özellikleriyle şeffaf plak, yetişkin hastaların ilgi odağı olmuştur.

Şeffaf plaklar sabit ortodontik tedaviden farklı biyomekaniğe sahiptir. Plaklar dişleri sarar ve dişlere itme kuvveti uygular. Azalan plak aktivasyonu 10-14 gün sonra plakların yenilenmesiyle tekrar oluşturulur (Tai, 2019). Plagın dişlere uyguladığı kuvvetin daha etkili olabilmesi ve diş hareketlerinin daha iyi gerçekleşebilmesi için diş yüzeylerine ataşman denilen çeşitli şekillerdeki kompozit birikintiler eklenir. Ataşmanlar hem şeffaf plagın retansiyonunu artırır hem dişe gelen kuvvetin yönünde değişiklik yaparak istenilen türde diş hareketinin gerçekleşmesine yardımcı olur (Bowman, 2017).

Şeffaf plak tedavilerinde dijital iş akışındaki gelişmeler sayesinde plakların dişlere uyumunun arttırılması ve malzemelerin genel tasarımının daha iyi yapılabilmesi, yardımcı elemanlardan (mini vidadan, güç sırtından, kuvvet kollarından, buton, elastik) yararlanılması sayesinde zorlayıcı vakalar da tedavi edilebilir hale gelmiştir (Tai, 2019). Buna karşılık şeffaf plagın sınırlı bir düzeltme yapabildiği ve her vakada uygulanamayacağı da belirtilmiştir. Dişlerin seviyelenmesinde ve hizalamasında başarılı bulunan şeffaf plakların, interoklüzal temasın sağlanmasında, bazı diş hareketlerinin (kök torku, ekstrüzyon, paralel hareket) oluşturulmasında, rotasyonlu dişlerin düzeltiminde sabit ortodontik tedaviye kıyasla yetersiz olduğu gösterilmiştir. Ayrıca şeffaf plakların, paralel hareket yerine devrilme mekanizmasıyla açıklanabilen diş hareketleri nedeniyle nüksetmeye daha yatkın olduğu ve nihai oklüzyonun istenilen kadar iyi olmadığı da bildirilmiştir (Miller, 2007).

Şeffaf plaklarla paralel diş hareketini sağlamaya yönelik farklı görüşler mevcuttur. Çekimli vakaların şeffaf plaklarla ortodontik tedavisinde, dişlerin çekim boşluğuna paralel hareketi zorlayıcıdır. Özellikle 4 premolar çekimli ve çekim boşluğunun sadece kanin dişin

distalizasyonu ile kapatılması gereken durumlarda paralel hareket yerine dişin devrilme problemi ile karşılaşmaktadır (Bollen, Huang, King, Hujoel, ve Ma, 2003; Womack, 2006).

Şeffaf plaklarla paralel hareketi gerçekleştirmede hekimin karşılaştığı zorluklar, araştırmacıların paralel hareketi gerçekleştirmeye yönelik çalışmalar yapmasına neden olmuştur. Rossini ve ark. yardımcı elemanlardan (ataşman, elastik, IPR vb.) yararlanmanın istenilen diş hareketini gerçekleştirmede etkili olduğunu bildirmiştir (Rossini, Parrini, Castroflorio, Deregibus, ve Debernardi, 2015). Ho ve ark. tipodont modellerde kanin diş ataşmanında ve plak kalınlığında yapılan değişikliğin, kanin diş hareketine etkisini incelemiş, kanin ataşman türünün ve büyüklüğünün paralel diş hareketine etkisinin az olduğunu belirtmiştir. Bu çalışmada plak materyalinin yapısının, paralel diş hareketine etkisi ataşmandan daha fazla bulunmuştur (Ho, 2021). Hong ve ark. diş etine sarkan overhanging adını verdikleri ataşman ile bar tipi ataşmana sahip 2 farklı kanin ataşman modelinde ve ataşman içermeyen kanin diş modelinde distalize edilen kaninin paralellliğini karşılaştırmışlar overhanging ataşmanlı kanin modelde paralel hareketin daha iyi olduğunu gözlemlemişlerdir (Hong, 2021). Xu ve ark. sonlu elemanlar analizi (SEA) ile kanin distalizasyonu gerçekleştirilen yalnız vertikal dikdörtgen ataşman (VDA) içeren, ataşman içermeyen, VDA ile kuvvet kolu içeren 3 farklı modelde kanin dişin hareketinin paralellliğini karşılaştırmalı değerlendirmiş, paralel hareketin en iyi sağlandığı modelin kuvvet kolu içeren model olduğunu belirtmişlerdir (Xu, 2018).

Geleneksel sabit ortodontik tedavide dişlerde paralel hareketin sağlanabilmesi için dişin direnç merkezi hizasında kuvvetin uygulanması gerektiği ve kuvvet vektörünün yönünü direnç merkezine yaklaştırmak için kuvvet kollarının uygulanabileceği belirtilmiştir (Tosun, 1999). Kuvvet kolunun dişin direnç merkeziyle olan konum ilişkisi, dişin hareket yönünü etkilemektedir (Tominaga, 2009). Dişte istenilen hareket yönünün sağlanabilmesi için, kuvvet kolu materyalinin mekanik özelliklerinin üstün ve dayanıklı olması gerekmektedir (Thurzo, 2021).

Günümüzde ortodontide birçok malzeme yapısında (braket, tel, mini vida vb.) mekanik özellikleri ve düşük maliyetleri nedeniyle paslanmaz çelik (PÇ) tercih edilmekte, fakat nikel ve krom salınımıyla alerjik reaksiyonlara neden olabilmektedir (Tosun, 1999).

Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK), biyouyumlu bir materyaldir. İçeriğindeki fiber oranı ve çeşidiyle mekanik özelliğinin ve kompozitle bağlantısının iyi olması sayesinde ortodonti alanında metallerin yerine kullanılabileceği belirtilmektedir (Scribante, Vallittu, ve Ozcan, 2018; Valiathan ve Dhar, 2006).

Literatürde çekimli vakalarda şeffaf plaklarla yapılan kanin distalizasyonunda, kuvvet kolu materyali ve uzunluğundaki değişimin etkinliğini değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışmada amacımız şeffaf plaklarla yapılan kanin distalizasyonunda, PÇ ve FGK'dan oluşan ve farklı uzunluklara sahip kuvvet kollarının dişlerde, periodontal ligamentte (PDL), mini vidada, şeffaf plakta ve kuvvet kolundaki etkisinin sonlu elemanlar stres analiz (SEA) yöntemiyle değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Şeffaf Plakların Tarihi

Şeffaf plaklara öncül olan ilk apareyin gelişimi 20. yüzyılın başlarına kadar uzanır. Geleneksel sabit ortodontik tedaviye alternatif olarak hem estetik hem konforlu bir tedavi yöntemi olan şeffaf plaklar geliştirilinceye kadar birçok farklı yöntem uygulanmış, bu apareyin gelişimine katkı sağlamıştır (Lou, 2020).

1925'de Remensnyder diş etini uyarma amaçlı "Flex-O-Tite" apareyi geliştirmiştir (Remensnyder, 1928). 1945'te ise Kesling modern şeffaf plak tedavisinin temel kavramlarının gözlendiği kauçuk esaslı bir diş Positioner apareyi tasarlamış ve birbirini izleyen serilerde bu apareyleri kullanma konseptini önermiştir (Kesling, 1945). 1960 yıllarında Nahoum, diş hareketi sağlayabilen ilk şeffaf termoplastik ortodontik apareyi geliştirmiştir (Nahoum, 1964). Bu düşünceden yola çıkarak, 1971 yılında Robert John Ponitz ortodonti hastalarına tedavi sonunda retansiyon amacıyla kullanılabilecek vakumla şekillendirilmiş ilk görünmez tutucuyu üretmiştir (Ponitz, 1971). Bu apareyin özellikleri 1980'lerde McNamara, 1993 yılında Sheridan tarafından daha da geliştirilmiştir (Sheridan, LeDoux, ve McMinn, 1993).

2.1.1. Flex-O-Tite Apareyi

Remensnyder 1926'da Flex-O Tite apareyini diş etine masaj yapması amacıyla geliştirmiştir. Bu apareyin yumuşak kauçuk materyalden oluştuğu, apareyin dişleri ve marjinal diş etini kapladığı belirtilmiştir (Remensnyder, 1928). Apareyin etkisiyle dişlere gelen kuvvetin dişlerde minör diş hareketi meydana getirdiği gözlenmiştir. Böylelikle diş hareketinin hareketli apareyler yardımıyla gerçekleştirileceği bilgisine erişilmiştir (Remensnyder, 1926).

2.1.2. Positioner Apareyi

Kesling, 1945 yılında dişleri ideal pozisyona ulaştırabilecek Positioner apareyini tasarlamış, şeffaf plak tedavisinin temel kavramı olan seri halinde aparey kullanım prensibini Positioner apareyinde uygulamıştır (Kesling, 1945). Bu aparey, bükülebilir kauçuk materyalin bir mum düzeneğinin üzerine uyumlandırılmasıyla oluşturularak, istirahat aralığını tamamen doldurur ve dişlerin labial ve lingual yüzeylerini kaplar. Positioner'ın sabit ortodontik tedavinin

bitim aşamalarındaki minör diş düzeltimlerinde ve pekiştirme aşamasında kullanılabileceği, bu apareyle minimal rotasyonların düzeltilebileceği, küçük diastemaların kapatılabileceği ve istenilen intermaksiller kapanışın elde edilebileceği ifade edilmiştir (Park, Hartsfield, Katona, ve Eugene Roberts, 2008). Fakat bu apareyin dezavantajları vardır:

- Hasta uyumu tedavi başarısı için çok önemlidir.
- Hareketli aparey olduğundan hasta apareyi düzenli kullanmalıdır.
- Kauçuk malzemenin tadı kötüdür.
- Kapanışın derinleşmesine neden olur ve istenilen oklüzyon beklentilerini

karşılayamamaktadır (Cottingham, 1969; Elsasser, 1950; Pravindevaprasad ve Therese, 2013; Vorhies JM. Short; Wells, 1970).

Kesling kendi yaşadığı zaman diliminde pratikte mümkün olmamakla birlikte ilerleyen zamanlarda daha zorlu diş konumlarında da seri halinde apareyler kullanılarak dişlerin istenilen konuma getirilebileceğini belirtmiştir (Kesling, 1945). Bundan dolayı şeffaf plakların günümüzdeki gelişimini Kesling'in öngördüğü söylenebilir.

2.1.3. Vakumla Biçilendirilen Dental Kontur Apareyi

1959 yılında Nahoum ilk şeffaf termoplastik bir apareyi geliştirmiştir (Nahoum, 1964). Bu aparey diş pozisyonlarını kontrol altında tutmada ya da düzenlemede rol oynar (Nahoum, 2014). Aparey yapılırken alçı modeldeki dişler kıl terstere yardımıyla kesilerek istenilen pozisyona getirilir. Daha sonra bu model üzerine vakumla termoplastik materyal gönderilir. Şekillenmiş termoplastik malzeme, esnekliği sayesinde dişleri iterek istenilen pozisyona getirir. Nahoum, Kesling'in diş hareketlerinin aşama aşama sıralı bir şekile düzeltilmesi gerektiği fikrini benimsemiş ve bu apareyle az miktarda rotasyonlu dişlerin ve minimal boşlukların kapatılabileceğini belirtmiştir (Nahoum, 2014).

Nahoum diş konumlarını istenilen konuma getirmek amacıyla aparey üzerine yerleştirilen akrilik butonlardan elastiklerle kuvvet uygulanabileceğini bildirmiştir (Nahoum, 1964). Nahaum bu fikri ile şeffaf plak tekniğindeki yardımcı elemanların gelişimine ışık tutmuştur. Dental Kontur apareyinin diş hekimliğinde yer tutucu, pekiştirme apareyi ve alışkanlık kırıcı olarak uygulanabileceği ifade edilmiştir (Fiasconaro ve Sherman, 1968).

2.1.4. Essix Apareyi

Essix apareyi Sheridan tarafından 1993 yılında tanıtılmıştır. Daha sonra Raintree essix firması kullanımı kolay estetik olan bu essix apareyini piyasaya sürmüştür (Sheridan ark., 1993).

Nahoum, essix sisteminde diş hareketini, yaptığı sıralı modellerin üzerinde dişlerin konumlanmasıyla değil, kullanılan plaktaki uyumlandırmalarla gerçekleştirmiştir (Sheridan, Armbruster, Nguyen, ve Pulitzer, 2004). Uyumlandırmalar özel penslerle yapılmaktadır. Dişlerin mesial ve distal yüzeylerinde günümüzde interproksimal aşındırma (IPR) dediğimiz minimal aşındırmalarla diş hareketi kolaylaştırılarak, sınırlı miktarda diş hareketi gerçekleştirilebilmektedir (Chudasama ve Sheridan, 2007). Dişler yaklaşık olarak 2-3 mm. hareket ettirilebilir (Sheridan ark., 2004). Kliniklerde kolayca uygulanabilir, zaman kaybı olmaz, baştan ölçü alma modelleme gibi safhaları içermez (Sheridan, 2003).

2.1.5. CAD-CAM Sistemleri

CAD-CAM sistemleriyle oluşturulan modeller üzerine hızlı bir şekilde şeffaf plak üretimi yapılabilmektedir. Invisalign, Clear Aligner, Clear Correct gibi firmalar CAD-CAM sistemini şeffaf plak yapımında sıklıkla kullanmaktadır.

2.1.5.1. Invisalign Sistemi

1990 yılındaki bilgisayar teknolojisinin gelişimi şeffaf plak tedavisinde daha komplike vakaların da tedavi edilebilir olmasına imkan tanımıştır. Chisti ve Wirth, Align Technology'yi daha sonra Invisalign firmasını oluşturmuşlardır. Align Technology, 3 boyutlu bilgisayar grafik görüntüleme tekniğini şeffaf plaklar için uyarlamıştır (Phan ve Ling, 2007). Invisalign sistemi Kesling, Nahoum, Raintree Essix prensiplerine dayanır ve hızlı üretim sağlayacak CAD-CAM teknolojisine sahiptir (Graber, Vig, Huang, 2016).

Invisalign apareyleri başlarda minör çapraşıklık ve relaps vakalarında kullanılıyorken zamanla sagittal, transversal ve vertikal yönlerdeki malokluzyon tedavisinde de kullanılır hale gelmiştir (Tai, 2019). 2008'de geliştirilen optimize edilmiş ataşmanlar ve SmartForce, SmartTrack, Smart Stage gibi yeniliklerle diş hareketini daha etkin şekilde gerçekleştirebilir hale gelmiştir (Huang, 2005).

Invisalign firmasında diş hekimi hastadan aldığı ölçüleri firmasına ait laboratuvara gönderir. Alınan ölçü modellerinden oluşturulmuş dijital modellerde doktorun belirlediği tedavi planına uygun olarak tedavi planlarının simülasyonu yapılır. 'Clincheck' programıyla bilgisayar ortamında düzenlenmiş planlama hekime gönderilir. 3D olarak tedavi planı simülasyonunu görüntüleyen hekim, Clincheck programında istenilen tedavi sonu görüntüsüne erişinceye kadar teknisyenden planlamada değişiklik isteyebilir. Tedavi planı onaylandığında

ise ilk başta sıralı somut modeller üretilir sonra bu modeller üzerinde seri halinde şeffaf plak apareyi üretilir (Wong, 2002).

2.2 Şeffaf Plaklarla Tedavinin Avantajları, Dezavantajları ve Limitasyonları

2.2.1 Şeffaf Plaklarla Ortodontik Tedavinin Avantajları

- Şeffaf plaklar ile ortodontik tedavi hem estetikdir hem de hareketli aparey olduğundan kullanımı konforludur (Joffe, 2003).
- Şeffaf plak apareyler ince ve yumuşak elastik malzemeden üretildiğinden fonasyonda bir sorun oluşturmaz (Graber, Vig, Huang, 2016).
- Sabit ortodontik tedavide telin veya braketin neden olduğu mukozal irritasyon şeffaf plak tedavisinde daha az sıklıkla görülür. Şeffaf plaklar çıkarılabilir apareyler olduğundan hastalar oral hijyenini daha rahat bir şekilde sağlayabilmektedir. Bu sayede periodontal problem ve diş çürüğü oluşma riski azalmaktadır (Miethke, 2005).
- Şeffaf plaklar, segmental hareketle bir veya birkaç diş ayrı ayrı hizalayabilir. Bu kademeli hareketle, dişlerin hizalama sırasındaki diş proklinasyonu bir miktar önlenabilir (Ke, Zhu, ve Zhu, 2019).
- Şeffaf plaklar, çekimsiz vakalarda dişleri hizalarken, diş eğimini korumada iyi bir kontrole sahiptir (Hennessy, Garvey, ve Al-Awadhi, 2016).
- Şeffaf plak ile tedavi edilen yetişkinler, sabit apareylerle tedavi edilenlere göre ortodontik tedavinin ilk haftasında daha az ağrı ve yaşamları üzerinde daha az olumsuz etki yaşadıklarını belirtmişlerdir (Miller, 2007).
- Bruksizm gibi parafonksiyonel rahatsızlığı olan hastaların myofasial ağrılarının plak kullanımıyla azaldığı belirtilmiştir (Nedwed ve Miethke, 2005).
- Hekimin hasta başında harcadığı süre daha kısadır (Joffe, 2003). Ayrıca kontroller arasındaki süre sabit ortodontik tedaviye kıyasla daha uzundur.
- Şeffaf plak tedavisinde sabit ortodontik tedaviye kıyasla dişlerdeki restorasyonun daha az zarar gördüğü belirtilmiştir (Ali ve Miethke, 2012).
- Invisalign sistemi Clincheck programı ile tedavi başlangıcında tedaviden elde edilecek sonucun 3 boyutlu simülasyonunu hastaya ve hekime sunulabilmektedir (Graber, Vig, Huang, 2016).

2.2.2 Şeffaf Plaklarla Ortodontik Tedavinin Dezavantajları

- Şeffaf plakla tedavi olan hastaların tedavi bitimindeki dişler arası oklüzal temas sabit ortodontik tel tedavisi kadar iyi değildir. Tedavi bitiminde posterior bölgede openbite görülebilir. Bunun nedeni dişlerin oklüzal yüzeylerini örten plaktır. Kullanılan plak kalınlığı

artıkça posterior bölgede istenilen oklüzyona ulaşmak zorlaşır (Phan ve Ling, 2007). Daha iyi oklüzal temas yardımcı elemanlarla (interark elastikleri gibi) sağlanabilir.

- Şeffaf plaklarla dişlerde kök ve kron torku oluşturmak zor iken sabit ortodontik tedavide daha kolaydır (Djeu, Shelton, ve Maganzini, 2005; Li, Wang, ve Zhang, 2015).
- Şeffaf plaklarda dişlerde devrilme ve tork hareketiyle elde edilen transversal genişlikte, sabit ortodontiye kıyasla relaps oranı daha fazladır (Djeu ark., 2005).
- Şeffaf plaklar çıkarılabilir olduğundan, klinisyenlerin tedaviyi başarılı bir şekilde tamamlayabilmeleri hastaların kooperasyonuna bağlıdır (Phan ve Ling, 2007).
- Şeffaf plakların diş hareketini kontrol etmede bazı eksiklikleri vardır (Phan ve Ling, 2007). Rotasyon düzeltimi, paralel hareket, ekstrüzyon gibi hareketlerde sınırlı düzeltim sağlar. Hareketlerin daha efektif bir şekilde sağlanabilmesi için ataşmanlara ihtiyaç duyulur (Joffe, 2003; Pavoni, Lione, Lagana, ve Cozza, 2011; Phan ve Ling, 2007).
- Şeffaf plak tedavisinde diş hareket çeşidi daha çok devrilme şeklindedir. Özellikle diş çekimli vakalarda çekim boşluğu kapatılırken dişler devrilmeye uğramaktadır (Phan ve Ling, 2007).
- Tedavi başında hasta planı yapıp hastanın tedavi boyunca kullanacağı tüm plaklar bu planla hazırlanmış olur. Ara seanslar da plak uyumu, plak kaybı gibi sorunlar, hekimin ölçü alımını tekrarlamasına ve yeniden plak hazırlatmasına neden olur. Bu durumda hem tedavi süreci uzar hem ekstra maddi kayıp yaşanmış olur (Joffe, 2003; Phan ve Ling, 2007).

2.2.3.Şeffaf Plaklarla Ortodontik Tedavinin Limitasyonları

Sadece şeffaf plaklarla ortodontik tedavinin istenilen sonuca ulaştıramayacağı durumlar aşağıda belirtilmiştir;

- Sentrik ilişki ve sentrik oklüzyon arasında sapma fazlaysa (Ali ve Miethke, 2012),
- Dişlerdeki rotasyon 20°'den fazlaysa (Wong, 2002),
- Dişlerde istenen ekstrüzyon miktarı fazlaysa (Miller, 2007),
- Eğimi 45°'den fazla olan dişin dikleştirilmesi gerekiyorsa (Vlaskalic ve Boyd, 2002),
- Diş boyutları plağın retansiyonunu engelleyecek kadar kısa kron boyuna sahip vakalar (Vlaskalic ve Boyd, 2002),
- Plağın retansiyonunu engelleyen çok diş kaybı olan vakalar (Phan ve Ling, 2007)

2.3. Şeffaf Plaklarda Diş Hareketinin Gerçekleşmesi

Sabit ortodontik tedavide diş hareketi braket slotuna oturan telin diş kuvvet uygulaması sonucu gerçekleşir böylece eğilen tel elaskiyeti sayesinde eski haline dönerken diş de çekme kuvveti uygulayarak istenilen konuma getirir.

Şeffaf plaklarla diş hareketi plakta ya da diş yüzeyinde olmak üzere iki farklı şekilde gerçekleştirilir.

Termopliers Yöntemi: Bu yöntemde plak ısıyla şekillendirilerek diş hareketi oluşturulur. Uygulanması kolaydır ve hekime zaman kaybı yaşatmaz. Plaktaki değişiklikler sayesinde uzayda her düzlemde diş hareketi gerçekleştirilir. Bu yöntemde plağa ısı uygulayacak enstrüman 80-90°'ye kadar ısıtılır ve plaktaki şekillendirme plağın diş yüzeyine karşılık gelecek kısmında yapılır. Plağın yanmamasına dikkat edilmelidir (Graber, Vig, Huang, 2016).

Mounding Yöntemi: Mounding yönteminde şeffaf plaklarda bir değişiklik yapılmaz, diş yüzeylerine kompozit eklenerek, plağın kuvvet oluşturmaya sağlanır. Kompozit 1 mm. olacak şekilde eklenmelidir. Eklenen kompozit kalınlığı çok fazla olmamalı ve eklemeler aşamalı olarak yapılmalıdır. Aşamalandırma yapılmadan kompozit eklenirse plak dişlere oturmayabilir (Graber, Vig, Huang, 2016).

Her iki yöntemde de şeffaf plak hareketi istenilen diş kuvvet uyguladığı gibi kuvvete maruz kalan dişte şeffaf plağa doğru itme kuvveti uygular. Buna karpuz çekirdeği etkisi (Watermelon Sees Effect) denir. Bu isimlendirme karpuz çekirdeğini iki parmakla bastırdığımızda fırlaması, şeffaf plağın bu hareketine benzetilmesinden dolayıdır (O, 1926). Dişin plağa uyguladığı itme kuvvetinden sonra plak tam uzaklaşmadan ısırma kuvvetiyle intrüziv kuvvetin etkisinde olur. Bu intrüziv kuvvet post terapötik intrüzyon olarak belirtilir (Brezniak, 2008). Şeffaf plağın oklüzale hareketi dişin dişetine yakın kısmında plak temasını azalttığından, paralel hareketi güçlkle gerçekleştirdiği bildirilmiştir.

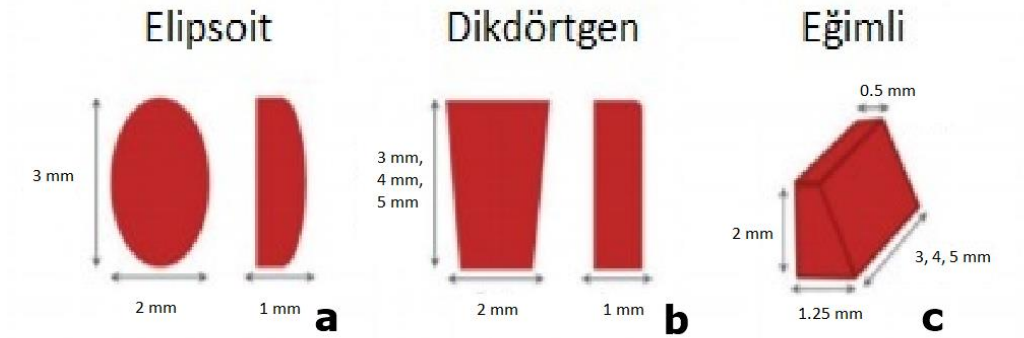
2.3.1. Şeffaf Plaklarda Diş Hareketine Yardımcı Elemanlar

2.3.1.1 Ataşmanlar

Ataşmanlar, diş üzerine kompozit materyalin eklenmesiyle farklı şekil ve boyutlardan oluşmaktadır. Ataşmanlar, plak kuvvetinin etki edeceği ve plağın dişi vertikal yönde kavrayacağı yeterli alanı oluşturarak plak tutuculuğunu arttırmayı ve diş hareketini gerçekleştirmeyi sağlarlar. Ataşman pozisyonu diş etinden bir miktar uzakta yerleştirilmelidir, aksi halde plak dişetine baskı oluşturabilir (Boyd, 2001).

Ataşmanlar konvansiyonel ve optimize olmak üzere iki çeşittir.

Konvansiyonel Ataşmanlar: Konvansiyonel ataşmanlar dikdörtgen ataşman (vertikal veya horizontal), elipsoid ataşman, eğimli dikdörtgen ataşmandır (Şekil 1).



Şekil 1. Konvansiyonel ataşmanlar (a: elipsoid ataşman, b: dikdörtgen ataşman, c: eğimli dikdörtgen ataşman) (Chang, 2019)

Dikdörtgen ataşman şeffaf plağın tutuculuğunu artırır ve diş hareketlerini sağlamada etkilidir. Horizontal dikdörtgen ataşman (HDA) dişin ekstrüzyonu ve intrüzyonunda, VDA dişin mesializasyon ve distalizasyonunda etkilidir (Hennessy ark., 2016). VDA rotasyonlu kanin ve premolar dişlerde sıklıkla kullanılır. Çekimli tedavilerde çekim boşluğuna komşu dişlerde kök kontrolü için de VDA kullanılmaktadır. Bu ataşmanların uzunluğu; 3, 4 veya 5 mm, kalınlığı; 1 mm, genişliği; 2 mm kadardır. Her kuadrana çok sayıda dikdörtgen ataşman yerleştirilirse hastanın plağı takması ve çıkarması zorlaşır, iyi oturmeyen plak dişi iyi kavrayamaz ve diş hareketlerini istenildiği gibi gerçekleştirilemez (Dasy ark., 2015).

Elipsoid ataşmanlar dişin servikal veya orta üçlü bölge arasına konumlandırılır, 1 mm kalınlığındadır ve tutuculuğu azdır. Genellikle kanin, küçük azı ve kesici dişlerde kullanılır. Tek yerleştirilen elipsoid ataşman rotasyon düzeltiminde, iki elipsoid ataşman ise kuvvet çifti oluşturarak kök hareketi elde etmek için kullanılır (Hennessy ark., 2016).

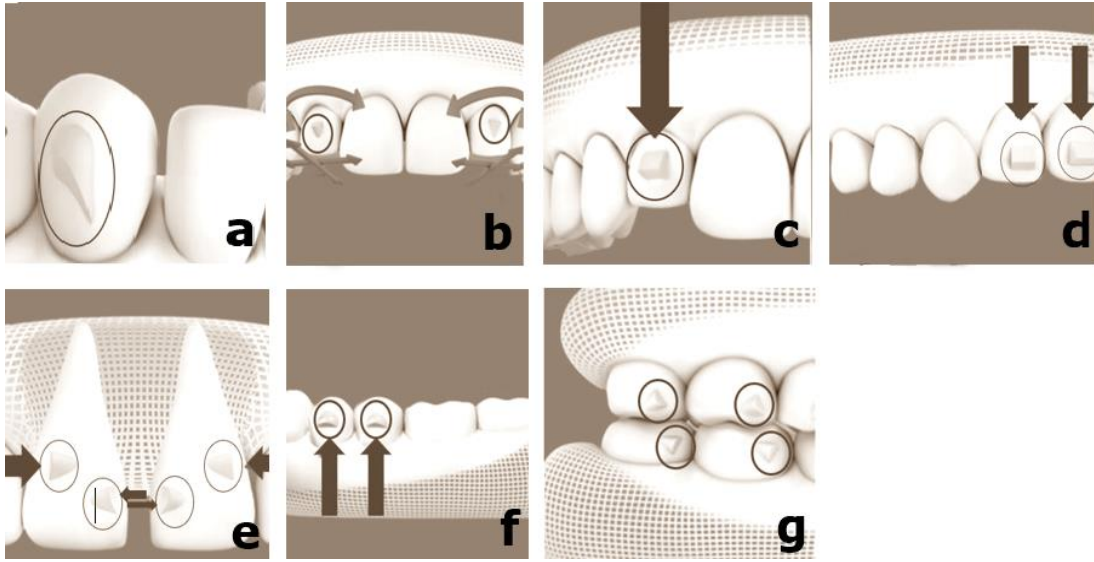
Eğimli dikdörtgen ataşmanlar ekstrüzyonda, tork kontrolünde kullanılır. Dişlerde eğimli ataşmanların varlığında plak daha kolay takılıp, çıkarılır (Dasy ark., 2015).

Karmaşık diş hareketi istenildiğinde hastalarda konvansiyonel ataşmanlar yerine bazı firmalar optimize ataşman kullanımını planlayabilir. Örneğin; hekim Invasalign firmasına ait optimize ataşman, güç sırtı içeren G3 protokolünü uygulayarak diş hareketini gerçekleştirebilir (Castroflorio, Garino, Lazzaro, ve Debernardi, 2013).

Optimize Ataşmanlar: Bazı firmalar otomatik programla, hastaların diş konumlarına özel olarak farklı boyut ve şekilde tasarlanmış ataşmanları tedavi planlamasına dahil eder. Bu ataşmanlar optimize ataşmanlardır (Şekil 2).

Çeşitli optimize ataşmanların görevleri de farklıdır;

- Rotasyonlu diş düzeltiminde optimize rotasyon ataşman,
- Birkaç dişe iki veya daha fazla boyutta kuvvet uygulanması için optimize çoklu düzlem ataşmanı,
- Dişleri oklüzyona yaklaştırmada optimize ekstrüzyon ataşman,
- Birçok dişin oklüzyona yaklaştırılmasında optimize çoklu ekstrüzyon ataşmanı,
- Kök hareketinde kök kontrol ataşmanı,
- Çekimli ortodontik tedavilerde arka grup dişlerin mesialize olmasını engellemek için optimize ankraj ataşmanı kullanılmaktadır.



Şekil 2. Optimize ataşmanlar (a: optimize rotasyon ataşmanı, b: optimize çoklu düzlem ataşmanı, c: optimize ekstrüzyon ataşmanı, d: optimize çoklu ekstrüzyon ataşmanı, e: optimize kök kontrol ataşmanı, f: optimize ekstrüzyon ataşmanı, g: optimize ankraj ataşmanı)

2.3.1.2 Güç Sırtları

Güç sırtı şeffaf plaklarda kontrollü tork sağlanmak amacıyla sıklıkla kullanılır. Şeffaf plağın diş eti kenarına yakın bölgesinde oluklar oluşturulmuştur. Olukların çevresindeki sırtlar bulunur. Güç sırtları diş eti kenarında plağı daha esnek hale getirerek dişi daha iyi kavrar. Lingualde ise plak bölgelerinin insizal kısmında güç sırtları vardır. Güç sırtlarına ek kuvvet uygulanmasıyla da dişte tork hareketi gerçekleştirilir. Güç sırtlarının yerleştirilmesi için diş üzerindeki ataşmanların kaldırılmasına gerek yoktur (Graber, Vig, 2012).

2.3.1.3 Buton ve Elastikler

Sabit ortodontik tedavide sıklıkla kullanılan buton ve elastiklere, şeffaf plak tedavisinde de ihtiyaç duyulur (Şekil 3). Elastikler doğrudan şeffaf plağa ya da diş üzerine yerleştirilen

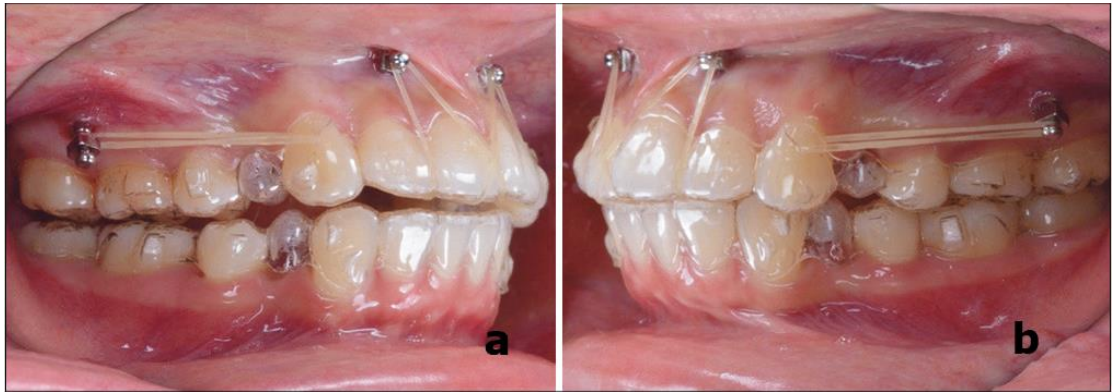
metalik/kompozit butonlara da takılabilir. Buton yeri, plakta hole punch entsrümanıyla oluşturulabilir. Plağa elastik takılabilmesi için ise tear drop pensiyile hook oluşturulur. Steril tırnak makası da bu görev için kullanılabilir (Graber, Vig, 2012).



Şekil 3. Elastik ve buton (Natnicha Pariyatdulapak, 2021)

2.3.1.4 Ortodontik Mini Vida

Mini vidalar şeffaf plak tedavisinde sıklıkla vertikal ve sagittal yöndeki diş hareketlerini sağlamak amacıyla kullanılmaktadır (Şekil 4). Supraerüpte molar dişin intrüzyonunda, maksiller kanin dişin ekstrüzyonunda kullanılabilir. Sagittal yönde uyumsuzluğu olan sınıf 2 hastalarda tedaviyi hızlandırır. Üst çene distalizasyonu planlanan vakalarda; molar bölgedeki mini vidadan destek alınıp elastik aracılığı ile kuvvet uygulanarak distalizasyon hızlandırılabilir. Yine retromolar bölgedeki mini vidadan destek alınarak 1. ve 2. molar dişlerin labial ve lingualine yerleştirilmiş butonlardan elastik zincir ile kuvvet uygulanarak molar distalizasyonu yapılabilir. Mini vida uygulaması şeffaf plak tedavisi tedavisinde diş hareketinin hızlanmasına yardımcı olur (Graber, Vig, 2012).



Şekil 4. Mini vida (Lexie Y Lin, 2020)

2.3.1.5 Ortodontik Kuvvet Kolları

Geleneksel sabit ortodontik tedavide kullanılan kuvvet kolu biyomekaniği, paralel diş hareketi oluşturulması amacıyla şeffaf plak tedavisinde de kullanılmaktadır (Şekil 5) (Graber, Vig, 2012).



Şekil 5. Kuvvet kolu (S. J. Bowman, 2015)

2.3.2 Şeffaf Plak ve Sabit Ortodontik Tedavi Yöntemleri Arasında Biyomekanik Ayrım

2.3.2.1 Kuvvet

Şeffaf plak tedavisinde, sabit ortodontik tedaviye göre dişlere farklı yönde kuvvet etki eder. Şeffaf plaklarda dişlerde itme kuvveti, sabit ortodontik tedavide dişlere çekme kuvveti uygulanır.

Şeffaf plaklarla hareket ettirilmesi istenen dişin plaktaki konumu ve ağız içindeki konumu farklılık gösterir. Ağız içindeki ve plaktaki dişin konum farklılığı plakta deformasyona neden olur ve plak esnekliği sayesinde dişe itme kuvveti uygulayarak dişi hareket ettirir. Seri halinde kullanılan plaklar dişleri kademe kademe istenilen pozisyona getirir. Plaklar dişlere en fazla kuvveti ağıza ilk yerleştirildiğinde uygular ve genelde diş hareketi ilk hafta boyunca gerçekleşir.

Şeffaf plakla dişin daha iyi hareket ettirilebilmesi için çoğunlukla konvansiyonel ataşmanlara veya optimize ataşmanlara ihtiyaç vardır. Bu ataşmanlar diş üzerine uygulanan kompozit eklentilerdir. Özellikle dişin ekstrüzyon ve rotasyon hareketlerinde kuvvetin uygulanması için aktif düz bir yüzey sağlar.

Geleneksel sabit ortodontik tedavide kuvvet dişlere braketler ve brakete bağlanan teller aracılığıyla uygulanır. Dişlere gelen kuvvet ark telininin esnekliğine, kalınlığına, ark telinin deformasyonuna bağlı olarak değişir. Çaprazda kalan bir dişin braket slotuna bağlanmış tel, şeffaf plak uygulamasından farklı olarak dişe çekme kuvveti uygulayarak dişi istenilen

pozisyona getirir. Telde bükülme miktarı artarsa diş uygulayacağı çekme kuvveti de daha fazla olur (Tai, 2019).

2.3.2.2. Bağlanma

Sabit ortodontik tedavide braketlerden geçen tel yardımıyla dişler birbirine bağlanır. Kullanılan tel kalınlığı arttıkça dişlerin birbirlerine ve brakete bağlantısı daha iyi olur. Şeffaf plaklar diş yüzeylerini kaplayarak dişlere bağlanır. Şeffaf plakla örtülen diş yüzeyi ne kadar fazlaysa plak tutuculuğu da o kadar fazladır. Distalizasyon yapılacak durumlarda arkta en uzak konumlu dişin tüm distal yüzeyinin net bir şekilde ölçümlere yansıtılması, plağın distalize edilecek diş tam olarak kavraması açısından önemlidir. Klinik kısa kron boyuna sahip dişlerde bağlanma zayıftır, bu yüzden tutuculuğu arttıracak ataşmanlara ihtiyaç duyulabilir (Tai, 2019).

2.3.2.3. Ankraj

Newton'nun III. hareket kanununda etki kuvvetine karşılık olarak eşit ve zıt yönlü tepki kuvveti meydana geldiği belirtilmiştir. Sabit ortodontik tedavide ankraj kontrolünün temeli bu kurala dayanır. Anterior dişlerin retraksiyonunda distal kuvvetlerin, ankraj üniteleri üzerinde mezial yönde eşit kuvvetler oluşturması bu duruma örnek olarak verilebilir. Anterior retraksiyonunda posterior dişler ve anterior dişler birbirleri için ankraj görevi görür. Posterior bölgedeki dişlerin kök sayısının daha fazla olması alveolar kemikle teması artırır ve ankrajı daha güçlü kılar. Bu yüzden posterior dişlere kıyasla anteriorda dişlerde daha fazla hareket oluşur.

Şeffaf plaklarda ankraj kontrolü iyidir ve iyi bir tedavi planlamasıyla ankraj ünitesi hiç hareket ettirilmeyebilir. Örneğin 2. molar dişin distalizasyonunda 1. molar dişten diğer 1. molar diş kadar olan kısmın ankraj ünitesi olarak işlevi sağlanarak, 2.molar dişin sekanslı distalizasyonunda ankraj kaybının önüne geçilebilir (Tai, 2019).

2.3.3. Şeffaf Plaklar İle Diş Hareketleri

2.3.3.1. Ekstrüzyon

Diş ekstrüzyon kuvvet uygulandığında diş kökünü çevreleyen periodontal ligamentte gerilim alanı oluşurken, baskı alanı oluşmaz. Bu hareket tipinde kuvvet miktarını ayarlamak önemlidir. Kuvvet fazla olursa diş avulse olabilir. Kuvvetin hafif olup yavaş uygulanması, alveolar kemik yapımını indükleyebilir. Diş ve alveolar kemiğin birlikte hareket etmesi, çevre yumuşak dokuları da yeniden şekillendirmektedir (Graber, Vig, Huang, 2016).

Şeffaf plakla dişlerin ekstrüzyon hareketi limitlidir. Altmış dört diş ekstrüzyon kuvvet uygulanarak yapılan bir çalışmada dişlerin ekstrüzyon miktarları ölçüldüğünde sadece 13 dişin

1 mm'den daha fazla ekstrüze olduğu (aralık 1-1,8 mm) gözlenmiştir. Bu çalışmada ekstrüzyon miktarı ortalama olarak 0,56 mm olarak bildirilmiştir (Kravitz, Kusnoto, BeGole, Obrez, ve Agran, 2009).

Şeffaf plakla ekstrüzyon hareketinde, öngörülen tedavi doğruluğunun % 29,6 olduğunu, bu oranın maksiller santral diş için % 18,3, mandibular santral diş için % 24,5 olduğu belirtilmiştir. Öngörülen ekstrüzyon hareketle, tedavi sonucundaki ekstrüzyon hareket miktarı karşılaştırıldığında sapmanın fazla olması öngörülen diş hareketinin gerçekleştirilemediğini göstermektedir (Kravitz ark., 2009).

Dişlerde ekstrüzyon hareketini daha iyi gerçekleştirmek için kuvvet uygulanan diş üzerinde yatay doğrultuda kompozit birikintilerden oluşan HDA'ya ihtiyaç duyulmaktadır. HDA, dişlere dikey çekme kuvvetinin uygulanacağı aktif düz yüzey sağlayarak ekstrüzyon hareketinin gerçekleşmesine yardımcı olur (Tai, 2019).

Yapılan çalışmalarda ekstrüzyon amaçlı ataşmanlar uygulansa bile istenilen ekstrüzyon miktarının gerçekleştirilmesinin zor olabileceği, fakat diş yüzeyine yerleştirilen buton ve elastiklerle ekstrüzyonun daha kolay sağlanabileceği bildirilmiştir (Boyd, 2005). Ekstrüzyon hareketi retraksiyon ve retroklinasyon gibi hareketlerle birleştirildiğinde tedavi sonucunda daha öngörülebilir sonuç elde edilebileceği belirtilmiştir (Kravitz ark., 2009).

2.3.3.2 Rotasyon

Tedavi edilebilirliği en düşük doğruluk oranına sahip diş hareketinin rotasyon (%46) olduğu belirtilmiştir. Bu durum, öngörülen rotasyon hareket miktarının, tedavi sonucunda elde edilen hareket miktarına göre farkının yüksek olduğuna işaret etmektedir. Yapılan bazı çalışmalarda özellikle rotasyonlu kanin ve posterior dişlerin tedavisinin zor olduğu bildirilmiştir (Charalampakis, Iliadi, Ueno, Oliver, ve Kim, 2018; Simon, Keilig, Schwarze, Jung ve Bourauel, 2014).

Rotasyonlu dişlerde dişin dönme yönünün rotasyon doğruluğunu etkilediği bulunmuştur. Örneğin maksiller kanin dişte distal rotasyon doğruluğu mesial rotasyon doğruluğundan daha az bulunmuştur. Bunun sebebi distal bölgede dişin komşu dişle daha geniş temas alanına sahip olmasından ve bu bölgedeki IPR uygulamasının mekanik olarak daha zor olmasından kaynaklanabilmektedir. IPR yapılan rotasyonlu kanin dişlerde daha öngörülebilir tedavi sonucunun elde edildiği gösterilmiştir (Kravitz ark., 2009).

Rotasyonlu dişler farklı aşamalarla düzeltilebilir. İlk önce plaklarla bir miktar düzeltim yapılabilir ve plak tedavisinin sonlarında sabit tekniklerden yararlanılarak kalan rotasyon

düzeltiler. Tedavi başında reçetede aşırı düzeltim istenilebilir ya da tedaviye başlamadan önce rotasyonlu diş buton ve elastikle düzeltiler (Grünheid, 2017; Tuncay, 2006).

Rotasyonlu premolar, kanin dişleri düzeltmek için 11/10 kuralı; %10 oranındaki aşırı düzeltimi ifade etmektedir. Bu oranı öneren araştırmacılar olmasına karşın, bazı araştırmacılar bu aşırı düzeltim miktarını yetersiz bulmaktadır (Kravitz ark., 2009). Joffe ve ark. 20°'den fazla rotasyonu olan dişin şeffaf plakla düzeltilmemesi gerektiğini belirtmiştir (Joffe, 2003). Boyd ve Vlaskalic 45°'den fazla rotasyona uğramış diş varlığında sabit apareylerden destek alınmalı demıştır (Robert L. Boyd, 2001). Simon ve ark.'ları ise plak başına en fazla 1,5° rotasyon düzeltiminin olabileceğini, 15°'den büyük rotasyonlu diş varlığında başka ek tekniklerin tedaviye dahil edilmesi gerektiğini belirtmiştir (Simon ark., 2014).

Dişlerin labialinde konumlu dikey elipsoid ataşmanlar rotasyonel hareketi düzeltmek amacıyla kullanılmaktadır (Elkholy, Mikhael, Repky, Schmidt, ve Lapatki, 2019). Buna karşın rotasyon düzeltiminde etkisinin az olduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur (Karras ark., 2021; N.D.Kravitz, 2008).

Boyd, dişlerin labialine yerleştirilen dikey elipsoid ataşmanın etkinliğini değerlendirmiş ve kontrol grubuna göre rotasyon düzeltiminde az miktarda iyileşme olduğunu bildirmiştir (Boyd, 2005). Bu az miktardaki rotasyon düzeltimi elipsoid ataşmanlı dişin 5°'den daha fazla rotasyonlu olması ya da elipsoid ataşmanın yerleşiminin kombinasyonu ile ilişkili olabilmektedir. Chenin ve ark. labial ataşmanlarla birlikte IPR uygulayarak 2 vakada rotasyonlu kanini başarılı bir şekilde düzeltmişlerdir (Chenin, Trosien, Fong, Miller, ve Lee, 2003).

Align Technology Inc, ataşmanların dişlerin insizal üçte birine yerleştirilmesinin plak retansiyonu için önemli olduğunu belirtir. Maksiller dişlerde ataşmanlar dişlerin insizal bölgesine yerleştirilebilir fakat mandibulada erken temaslara neden olacağından mandibular dişlerin insizal bölgesine yerleştirilemez (N.D.Kravitz, 2008). Ataşmanların konumlarının ve şekillerinin dönme hareketi üzerindeki etkisini belirlemek için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Şeffaf plak kalınlığının rotasyon düzeltimine etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada 0,3 mm plak kalınlığının deformasyona daha yatkın olduğu ve dişlere ideal kuvvetleri uygulamak için yeterli olmadığı belirtilmiştir (Elkholy, Schmidt, Jager, ve Lapatki, 2016). 0,3 mm plak kalınlığı rotasyon kuvvetini %76 azaltarak diş ilettiği fakat 0,5; 0,625; 0,75 mm değişen şeffaf plak kalınlığında ise kuvvet, moment açısından önemli fark görülmediği bildirilmiştir (Elkholy ark., 2016; Elkholy, Schmidt, Jager, ve Lapatki, 2017).

2.3.3.3 İntrüzyon

İntrüzyon hareketi dişlere travma oluşturabileceğinden uygulanan kuvvet miktarına dikkat edilmelidir, çünkü kuvvet kök apeksinde küçük bir alanda toplanır (V. Graber, Vig, Huang, 2016).

Şeffaf plaklar ile tek bir dişin ya da grup halindeki dişlerin intrüzyonu gerçekleştirilir. Derin kapanışlı bir vakada sadece anterior dişler intrüze ya da hekimin tedavi planlamasına bağlı olarak posterior dişler de ekstrüze edilebilir. Bundan dolayı şeffaf plaklarda vertikal yön kontrolü iyi olarak belirtilir (Klein, 2013).

Şeffaf plaklarla intrüzyon hareketinin öngörülebilirliği hakkında farklı sonuçlar gösteren araştırmalar vardır. Ön bölge dişlerinin intrüzyon hareketinde öngörülebilirliği %79 olarak belirtilmiştir (Tuncay, 2006). Fakat Rossini ve ark. ön bölgedeki dişlerin intrüzyonunun tedavi öngörülebilirliğini %41,3 olarak göstermiştir (Rossini ark., 2015). Bu yüzden şeffaf plaklar ile intrüzyon hareketi zor olabilmekle birlikte öngörülebilirliği tam olarak bilinmemektedir.

Şeffaf plakla intrüzyon gerçekleştirilirken mini vidalardan destek alınabilir. Bowman ve ark. çalışmasında özel enstrümanlarla plaklarda oluşturulan hooklara lastikler yerleştirerek mini vida desteği ile intrüzyon kuvveti uygulamış ve intrüzyon hareketini başarıyla gerçekleştirmiştir (S. J. Bowman, 2015). Şiddetli açık kapanış vakalarında posterior dişlerin intrüzyonu da mini vida desteğiyle sağlanabilmektedir (V. Graber, Vig, Huang, 2016).

2.3.3.4 Tork

Tork kuvvetinde köke uygulanan kuvvet artacağından torkun fazla verilmesi halinde kemik yüzeyinde fenestrasyon köklerde de rezorpsiyon riskiyle karşılaşılabilir (V. Graber, Vig, Huang, 2016). Şeffaf plaklarla dişlere tork hareketi vermek diğer hareket türlerine göre daha zordur (Castroflorio ark., 2013). Womack da bu fikri destekleyerek şeffaf plak tedavisinde özellikle premolar çekimli vakalarda diş tork değerlerinin iyi olmadığını, sabit ortodontik tedavide torkun daha iyi verildiğini belirtmiştir. Şeffaf plaklarla tedavide dişlerde devrilme hareketi kolayca elde edilebiliyorken, kök torkunun kolayca elde edilememesinin sebebi köklerin kemik içerisindeki hareketinin sağlanamamasındandır (Womack, 2006). Şeffaf plak uygulamasında dişlere tork vermek için özel pensler kullanılır. Dişlerin labial yüzeyinin gingival kısmına ve lingualde ise insizal bölge kısmına gelecek şekilde plak bölgelerine güç sırtları yerleştirilir (Fiasconaro ve Sherman, 1968). Fakat insizal bölgedeki güç sırtlarına gelen kuvvetler plağı diştan ayırabilir, plak retansiyonunu azaltabilir (S. Jay Bowman, 2017).

2.3.3.5. Devrilme

Şeffaf plaklarla kontrollü ve kontrolsüz devrilme hareketi kolayca gerçekleştirilir. Kravitz ve ark. dişin mezio-distal devrilme hareketinin %40,5'lik bir oranla gerçekleşebileceğini ve lingual devrilme hareketinin labiale devrilme hareketine göre öngörülebilirliğinin daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (Kravitz ark., 2009). Lingula devrilme hareketinin öngörülebilirliği %53,1 iken labiale devrilme hareketinin öngörülebilirliği %37,6'dır (Kravitz ark., 2009).

Şeffaf plakla yapılan çekimli tedavide dişlerin kök eğiminin istenilen şekilde oluşturulması için dişlere kök kontrol ataşmanları ve uzun vertikal ataşmanlar yerleştirilir. Plagın tam olarak dişleri kavramış olması önemlidir. Bu yüzden çekim bölgesine küçük pontik diş istenilebilir. Bu sayede diş hareketi daha tahmin edilebilir olmaktadır. Kök eğimlerini değerlendirmek için ilk şeffaf plak serisinden sonra panoramik radyograf alınıp gerektiğinde ek plak istenilerek kök eğimleri düzeltilebilir (Tai, 2019).

2.3.3.6. Paralel Hareket

Şeffaf plaklarla kuvvet çiftinin oluşturulması zor olduğundan paralel hareketin gerçekleşmesi de zordur. Karpuz çekirdiği etkisi sonucunda plakta ekstrüzyon meydana gelir ve dişlere kuvvet uygulanması zorlaşır. Dişlerde daha çok devrilme hareketi gerçekleşir bu nedenle kök kontrolünün iyileştirilmesi gerekir (Veli, 2012).

2.4. Ortodontik Amaçlı Diş Çekimi

Ortodontik tedavide diş ve çene ilişkisinin estetik ve fonksiyonel hale getirilmesi amacıyla diş çekimi gerekebilmektedir. En sık çekilen diş 1. premolar dişdir. 1. premolar dişin 2. premolara benzer şekilde olması ve kanin dişiyle benzer interdental ilişkiye sahip olması sonucu bu dişin çekimiyle interokluzal ilişkide büyük fark oluşmaz (Foster, 1990).

Özellikle ön dişlerde çapraşıklık olduğunda, hastada bimaxiller protrüzyon varlığında, artmış overjet durumunda daha çok 1. premolar diş çekimi endikedir. Kırılmış, hasar görmüş, aşırı madde kaybına uğramış, renklenmiş, geniş restorasyonlu prognozu kötü olan dişler de çekim için tercih edilebilmektedir (V. Graber, Vig, 2012; Proffit WR, 2007; RJ, 1964).

2.4.1 Ortodontide Çekim Boşluğunun Kapatılması ve Ankraj Planlaması

Ankraj, istenmeyen diş hareketlerine karşı direnci ifade eder. Ankraj bölgesi ise istenmeyen harekete karşı koyan direnci yüksek, ortodontik kuvvetin destek aldığı bölge olarak tanımlanır (Moyers, 1958 ; Proffit WR, 2007; M. Ülgen, 1993; Zwemer, 1993). Ankraj tek diştten, birçok diştten, tüm dişlerden, kaslardan, kafatasından, çene ucundan alınabilir (Proffit

WR, 2007; Graber, 2000; Ülgen, 2006). Etki tepki yasasında, hareketi istenen bölgede ve destek alınan bölgede eşit fakat birbirlerine zıt yönde kuvvet oluşmaktadır (Moyers, 1958 ; Proffit, 2007; Ülgen, 1993; Zwemer, 1993).

Tedavi planmasında çekim boşluğunun hangi diş grubuyla ne kadar miktar hareket ile kapatılacağını belirlemek önemlidir. Çekim boşluğu 3 tip ankrajla kapatılabilir. Bunlar;

- Maksimum ankraj: 3/4'ü ön grup dişlerin retraksiyonu ile kalan 1/4 kısım arka grup dişlerin mesializasyonu ile,
- Moderate ankraj: Ön ve arka grup dişlerin eşit oranda birbirlerine doğru hareketiyle,
- Minimum ankraj: 1/4 ön dişlerle, 3/4 arka dişlerin mesializasyonu ile kapatılmasıdır (McLaughlin, 2001; Proffit, 2007; Ülgen, 1993).

Çekim boşluğunun istenilen diş grubuyla kapatılması için hareketi istenmeyen bölgenin ankrajı daha yüksek olmalıdır.

2.5. Direnç Merkezi, Rotasyon Merkezi ve Moment

Direnç merkezi kemik içerisindeki dişin kökünde yer alan hayali bir noktadır (Smith ve Burstone, 1984). Direnç merkezinin konumu kök uzunluğuna, kök sayısına, kök morfolojisine ve kökü çevreleyen alveoler kemik seviyesine bağlı olarak değişmektedir (Nanda, 1997). Bir dişin paralel hareketinin gerçekleşebilmesi için bileşke kuvvetin direnç merkezinden geçmesi gerekmektedir (Nanda, 1997).

Santral, lateral gibi tek köklü dişlerde direnç merkezi, alveoler kretten kökün %33 ve %42'si kadar apikalde konumlanmıştır (Papageorgiou, 2005). Lazer holografi yöntemi kullanılarak yapılan bir çalışmada, tek köklü dişlerin direnç merkezi kök ucu ile alveoler kret mesafesininin %33'ünde konumlandığı belirtilmiştir (Burstone ve Pryputniewicz, 1980). Parabolik şekilli tek kökü olan dişlerde ise direnç merkezi diş kökünün ucu ile alveoler kret arasındaki mesafenin %40'ında bulunmuştur (Burstone, 1962). Üst kanin direnç merkezinin yerinin incelendiği bir çalışmada, direnç merkezinin kanin dişe destek alveolar kemikten kanin kök uzunluğunun 5'de 2'si kadar uzaklıkta olduğu belirtilmiştir (Vollmer, Bourauel, Maier, ve Jager, 1999).

Dişin etrafında döndüğü noktaya rotasyon merkezi denir. Dişe paralel hareket yaptıran kuvvet uygulandığında rotasyon merkezi sonsuzdadır. Braket hizasından dişe uygulanan kuvvette dişin direnç merkezinin apikalinde rotasyon merkezi oluşur ve diş bu rotasyon merkezi etrafında devrilme hareketi yapar (Burstone, 1966; Tosun, 1999). Bileşke kuvvetin doğrultusu direnç merkezinden geçmiyorsa dişte moment oluşur. Moment, dişe uygulanan kuvvetle uygulanan kuvvet noktasının direnç merkezine dik uzaklığının çarpımına eşittir. Kuvvet

uygulama noktasının direnç merkezine uzaklığı ve uygulanan kuvvetin büyüklüğü momenti aynı oranda etkiler (Tosun, 1999). Momentin kuvvet'e oranı rotasyon merkezinin yerini tayin eder. Moment/kuvvet oranı değiştiğinde farklı diş hareketleri elde edilir (Proffit, 2007; Tosun, 1999; Uzuner, 2001)

Alveoler kemik kaybıyla direnç merkezi arasındaki ilişkinin SEA ile değerlendirildiği bir çalışmada, alveolar kemik kaybı olan grupta, kemik kaybıyla dişin direnç merkezinin daha apikale konumlanıp dişin kesici kenarında ve apikal bölgesinde daha çok yer değiştirme olduğu, moment/kuvvet oranının artarak dişte paralel hareketin daha zor gerçekleştiği belirtilmiştir. (Geramy, 2000; Uzuner, 2001)

2.6 Şeffaf Plaklar ile Kanin Distalizasyonu

Şeffaf plak tedavisinde çekim boşluğu kapatılırken paralel hareketin sağlanması sabit ortodontik tedaviye kıyasla daha zordur. Boşluk dişlerin devrilmesiyle kontrolsüz olarak kapanabilmektedir (Drake, McGorray, Dolce, Nair, ve Wheeler, 2012).

Gelişen ataşmanlar, güç sırtları, mini vida gibi yardımcı elemanlar sayesinde çekimli tedavilere olan eğilim artmıştır. Fakat şeffaf plaklarla yapılan premolar diş çekimli tedavilerde bazı kriterlere dikkat etmek gerekir. Şeffaf plaklarla çekimli tedavi uygulanacak hastalarda:

- Dişsel sınıf 1 veya hafif sınıf 2 bimaxiler protrüzyon,
- Artmış üst ve alt keser açısı,
- Çekim boşluğuna devrilmiş kök eğimi
- Çapraşıklığın az miktarda olması istenmektedir (Wheeler, 2017).

Çekim boşluğu kanin distalizasyonu ile bir miktar kapatılırken hareket eden dişin kök paralelliliği korunmalıdır. Şeffaf plaklarda kanin distalizasyonunda kök paralelliliğini sağlayabilmek için hasta seçimi önemlidir. Çekim bölgesinden uzaklaşacak şekilde kök pozisyonuna sahip olan hastalarda şeffaf plaklarla kök kontrolü zor olduğundan ve dişler devrilme hareketiyle boşluğu kapatacağından istenmez. Devrilmiş uzun köklü dişlerin sadece şeffaf plaklar kullanılarak dikleştirilmesi hem hasta hem hekim için zaman kaybı yaratır. Bu yüzden şeffaf plaklarla çekimli tedavide istenilen devrilmenin önlenerek, boşluğun dişin salt paralel hareketiyle kapatılması önemlidir (Wheeler, 2017).

Çekim boşluğunun kapatılmasında 2 yöntem vardır. Resiprokal retraksiyon veya maksimum retraksiyondur.

Resiprokal retraksiyonda tedavinin ilk aşamalarında sadece çekim boşluğuna komşu kanin ve 2. premolar dişin hareketi gerçekleşir. Bu dişler hareket ederken ön keser dişler ön bölge ankraj ünitesini, molar dişler ise arka bölge ankraj ünitesini oluşturur. Çekim bölgesine

hareket eden kanin ve 2. premolar diş kontakta olduğunda ön bölge ve arka bölgedeki dişlerin çekim bölgesine doğru hareketi başlamakta bu dişlerin hareketi boyunca kanin ve 2. premolar diş ankraj görevi görmektedir (Tai, 2019).

Maksimum ankraj kullanılarak çekim boşluğu kapatılması planlanıyorsa ilk önce kanin dişin hareketi gerçekleştirilir. Kanin dişin distalizasyonu ile çekim boşluğunun üçte biri kapatılır (Lombardo, Arreghini, Ramina, Huanca Ghislanzoni, ve Siciliani, 2017). Kanin dişin şeffaf plakla distalizasyonu gerçekleştirilirken arka grup dişlerin en çok 2 mm öne hareketine izin verilir. Çekim boşluğunun 1/3'ü kanin dişin distalizasyonu ile kapatılır, daha sonra kanin ve kesici dişlerin aynı zamanlarda retraksiyonu ile boşluk tamamen kapatılır (Tai, 2019).

Maksimum ankraj gerektiren çekimli vakalarda tedavi planlamasına mini vida, güç kolları, ataşmanlar, elastikler, butonlar gibi yardımcı elemanları dahil etmek, diş hareket kontrolünü ve çekim bölgesinin kontrolünü sağlayabilmek için önem arz eder. Şeffaf plaklarla kanin distalizasyonunda keser torkunu kaybetmemek amacıyla kesici dişlere güç sırtları yerleştirilebilir ya da kapanışın derinleşmemesi için keser retraksiyon aşamasında keser dişlere plakla intrüzyon kuvveti de planlanabilir (Tai, 2019).

2.7 Paslanmaz Çelik ve Karbon Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezin Materyalinin Ortodontide Yeri

Mimarlık, otomotiv sektörü, inşaat, tıbbi vb. birçok alanda PÇ materyalinden yararlanılmaktadır. Tıbbi alanda ortopedide eklem protezinde, kalp-damar cerrahisinde yapay kalp kapakçığında, biyomedikal cihazların yapısında, çene yüz cerrahisinde implant yapısında, diş protezlerinin iskeletlerinde, diş restorasyonlarında sıklıkla PÇ kullanılmaktadır (Houle, Piedade, Todescan, ve Pinheiro, 2017).

Ortodontide de kullanılan tel, braket, kuvvet kolları genelde PÇ'den oluşur. PÇ alaşımının yapısına katılan metallerin oranları değişkenlik gösterebilir. PÇ braketler genellikle %18 krom , %8 nikel içerir. Bu braketlerin sıklıkla kullanılması materyalin dayanıklı ucuz olmasından kaynaklanmaktadır (Tosun, 1999). PÇ teller 1950 yıllardan itibaren, ortodontide önemli yer etmiş, esnek olması, maliyetinin düşük olması ve kolay şekillendirilmesi sebebiyle popülerliğini korumuştur (Brantley WA, 2001). Bu yapıdaki teller yapısında %70-75 demir, %18 krom, %8 nikel, %0,2 karbon içermektedir. Krom, korozyona karşı direnç sağlarken; nikel, stabilizeyi; karbon, sertliği sağlamaktadır. Fakat PÇ braket ve tellerde zamanla nikel ve krom serbestleşmesi alerjik reaksiyonlara sebebiyet verebilmektedir (Tosun, 1999). Nikel krom serbestleşmesinin karsinogenik, mutajenik, sitotoksik etkilere neden olabileceği belirtilmiştir (Kerosuo, Moe, ve Kleven, 1995).

KFGK kullanımı havacılık, otomobil, spor malzemeleri, inşaat gibi birçok alanda PÇ'ye alternatif olmaktadır (Baschnagel, Hardi, Triantafyllidis, Meier, ve Terrasi, 2018; C.Elanchezhian, 2018; Piyas Chowdhury, 2018). Materyalin korozyona direnci, yorulma-eğilme, bükülme dayanımı ve esneme-çekme dayanımı yüksektir (Cacciafesta ark., 2007; Vallittu ve Lassila, 1992). Bu özellikler KFGK'nın mekanik özelliğini üstün kılmaktadır.

KFGK materyalinde karbon fiber materyali kompozit reçine içerisine gömülerek kompozit materyalin mekanik özelliği arttırılmıştır. Materyalin sertliği, dayanımı, elyaf özelliği kompozit materyalin içeriğindeki karbon fiber oranından ve dağılımdan etkilenmektedir. Quartz, cam, polietilen gibi başka fiber yapıları da kompozit reçineye gömülerek kompozit materyalin mekanik özelliğini arttırmak için kullanılabilir (Aydin, Yilmaz, ve Caglar, 2002).

1960'larda diş hekimliğinde FGK kullanılmaya başlanmış ve bu materyalin diş hekimliğinde birçok alanda kullanımı zamanla artmıştır (Raju, 2012). Travma sonrası splintlemede, post ve kor gibi protez yapılarında, implant materyalinde, kraniyofasiyal defektlerde vb. durumlarda FGK kullanılmaktadır. FGK, pekiştirme aşamasında retainerin; mevcut yerin korunması için yer tutucunun yapısında bulunabilir (Howard E.Strassler, 2007; Kathuria, Kavitha, ve Khetarpal, 2011; Kumbuloglu, Saracoglu, Cura, ve User, 2011; Meng Zhang, 2012; Strassler, 1995). FGK, ayrıca tel materyali olarak da kullanılabilir ve FGK tel üzerinde aktif diş hareketleri gerçekleştirilebilmektedir (Burstone, 2000). Braketlerin, tüplerin, hookların FGK yapılara direkt bağlanabilmesi ve FGK'nın mine ile bağlantısının iyi olması aktif diş hareketlerinin gerçekleştirilmesine yardımcı olur (Burstone, 2000; Freudenthaler, Tischler, ve Burstone, 2001; Meiers, Kazemi, ve Donadio, 2003).

Aktif diş hareketini sağlamada, kompozit reçine içindeki fiber oranlarının değişimi ile FGK telin sertliği ve elastisitesi geniş yelpazede ayarlanılabilmektedir. Mekanik ve estetik ihtiyaca göre FGK içeriğindeki fiber oranında değişiklik yapılabilmektedir (Valiathan ve Dhar, 2006).

PÇ korozyona uğradığında yapısında bulunan nikel, krom, kobalt gibi metaller açığa çıkabilir ve bu metaller alerjik reaksiyonlara yol açabilir. Nikel alerjisi varlığında korozyon direnci yüksek ve nikel içermeyen FGK materyali, ortodontide bazı uygulamalarda PÇ yerine kullanılabilir (Cacciafesta ark., 2007). Örneğin FGK ortodontik tedavide bitim sonrası pekiştirme amaçlı ön bölge dişlerin lingualinde PÇ'ye alternatif olarak kullanılmaktadır. Dişlere adaptasyon ve retansiyonunda FGK splintlerin PÇ'ye kıyasla daha başarılı olduğu belirtilmiştir (Rose, Frucht, ve Jonas, 2002).

FGK'nın umut vaat eden bir materyal olduğu çoğu ortodonti uygulamalarında FGK'nın metallerin yerine kullanılabileceği, bildirilmiştir (Valiathan ve Dhar, 2006).

2.8 Kuvvet Analiz Yöntemleri

Kuvvet analiz yöntemleri, cisme uygulanan kuvvetin yoğunlaştığı bölgeleri, meydana gelen gerilmeleri, kuvvetle cismin biçimindeki değişimin oluşma şeklini gösterir. Diş hekimliğinde uygulanan kuvvetin diş ve çene yapılarında, dental materyallerde oluşturduğu fiziksel ve mekanik farklılıkları incelemek, deformasyonları belirlemek için kullanılırlar (Gerhard A. Holzapfel, 2006; Moaveni, 2014).

Bu yöntemler;

1. Gerilim ölçer analiz yöntemi
2. Fotoelastik stres analiz yöntemi
3. Lazer ışığı ile analiz yöntemi
4. Kırılğan vernik tekniği ile kuvvet analizi
5. SEA'dır(M. Mutahhar Ulusoy, 2003).

2.8.1 Gerilim Ölçer Analiz Yöntemi

İlk kez Lord Kelvin tarafından uygulanmış bu yöntemde kuvvet altındaki cisimde meydana gelen doğrusal şekil değişimi saptanır. Ölçümün yapılacağı bölgelere yerleştirilen gerinime hassas uçlar, kalibre edilmiş elektrik direnç parçası ile bağlarken cismin stres altındaki şekil değişikliği hesaplanır. Çiğneme kuvveti ile ilgili çalışmalarda bu yöntem kullanılabilir (M. Mutahhar Ulusoy, 2003).

2.8.2 Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Diş hekimliği alanında alveol kemiğin kuvvet altındaki stres dağılımını ve etkilerini incelemek amacıyla kullanılmıştır. Uygulanan kuvvetle yapıdaki gerilim alanları görülebilir ışık kaynağına dönüştürülür. Fotoelastik modeli yapılmış cismin polariskopik cihazla gerilme alanı incelenir. İnce ve sık şekilde konumlanmış çizgiler stresin yoğun olduğu bölgeleri gösterir (M. Mutahhar Ulusoy, 2003; MA.Güngör, 2005). Bu yöntemle fotoelastik modelde ölçüm yapılması için özel bir cihaz gereklidir.

2.8.3 Lazer Işınlı Kuvvet Analizi Yöntemi

İnterferometre cihazıyla modelin üç boyutlu görüntüsünü iki lazer ışını demetiyle holografik film üzerine kaydeden optik analiz yöntemidir. Lazer ışını verilmesi esnasında

modelin hareketiyle holografik filmde üzerinde ışın saçakları gözlenir, ışın saçaklarının incelenmesiyle görüntüler oluşur ve stres analizi yapılır (M. Mutahhar Ulusoy, 2003).

2.8.4 Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analizi

Özel bir verniğin kırılğan özelliğinden yararlanılır. Kuvvet analizi gerçekleştirilecek model üzerine vernik püskütülür, model fırınlanarak vernik sertleştirilir. Modele istenilen yön ve büyüklükte kuvvet yüklemesi yapılır. Kuvvet yüklemesiyle modeldeki çatlakların sıklığı ve yönleri yorumlanır. Çatlakların sık olduğu yerler, kuvvetin yoğunlaştığı alanlardır. Kuvvet hatlarının uzantıları analiz sonucunda belirlenebilir (M. Mutahhar Ulusoy, 2003).

2.8.5. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Ledney ve Huang matematiksel bir diş modeli oluşturmuş ve SEASEA diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasına öncü olmuştur (Ledley ve Huang, 1968; Vaillancourt, Pilliar, ve McCammond, 1996).

Bu analiz yöntemi karmaşık geometrik özelliklere sahip yapılara kuvvet uygulanması sonucu meydana gelen gerilmelerin, yer değiştirmelerin ayrıntılı olarak incelenmesine imkan tanır (Geramy, 2002). Karmaşık uzun süren problemlerin çözümü için geliştirilen bu analiz yöntemi sayısal modelleme ve simülasyon yöntemidir. Diş hekimliğinde de SEA farklı kuvvetlerin oral yapıdaki etkilerini incelemeye kullanılır (Fengshan Chen, 2005). Ortodontide farklı tedavi yöntemlerinin etkilerinin kıyaslanmasında sıklıkla kullanılır (Ertürk, 2008). SEA'da genelde kuvvet uygulaması anında gerçekleşen gerilme ve yer değiştirmeler analiz edilir (Jing, Han, Cheng, ve Bai, 2013; Tanne, Sakuda, ve Burstone, 1987).

Kuvvet uygulandıktan sonra zamanla meydana gelen değişikliklerin değerlendirilmesi içinde zamana bağlı çalışmalarda yapılabilmektedir.

SEA'da yapı geometrisi ağ yapıya dönüştürülür. Ağ yapı eleman denilen basit geometrik şekillerden ve bu sonlu sayıdaki elemanların belli noktadaki bağlantıları olan düğümlerden oluşur. Elemanların birbirleriyle bağlantıda olması bir elemandaki fiziksel değişikliğin tüm elemanları etkilemesine neden olur. Analizi gerçekleştirecek yapının geometrisine ve boyutlarına uygun şekilde kısımlara ayrılmış elemanlar matematiksel modeli oluştururlar. Elemanlar düz bir çizgi şeklinde bir boyutta; kare, dikdörtgen gibi iki boyutta, piramit gibi üç boyutta ya da daha farklı şekle sahip olabilir. Eleman sayısı ne kadar fazlaysa o oranda sonucun güvenilirliği ve doğruluğu fazladır. Malzemenin yapısındaki tüm elemanların fiziksel ve mekanik özellikleri bilgisayar programına işlenir. Özellikle materyalin poisson oranı ve elastik modülü gibi veriler sisteme girilir. Büyük karmaşık sorunlar daha basit birimlere indirgenerek küçük problemlere dönüşür. Bu yüzden analiz sonucuyla yaklaşık değere ulaşılır.

Analizde lineer veya non-lineer sistem kullanılabilir. Non-lineer sistemde plastik deformasyon hesaba katılır. Tüm elemanların toplam deformasyonu maddenin deformasyonudur. Böylece karmaşık geometriye sahip cisimlerin gerilme analizi yapılabilir (Srirekha ve Bashetty, 2010).

2.8.5.1. Terminoloji

SEA'yı daha iyi anlayabilmek için bazı tanımların bilinmesi gerekir (Hughes, 2000).

Kuvvet

Uygulandığı cismin hareketinde ya da biçimin de değişiklik meydana getiren dış etkidir. Kuvvet, yönü ve büyüklüğü ile ifade edilen vektörel bir özelliktir.

Gerilme – Stres

Cismin birim yüzeyine düşen eksternal kuvvet olarak tanımlanır. Gerilme birimi paskaldır ve N/m^2 olarak gösterilir. Değerlendirilen boyut küçük bir alandaki kuvveti ifade ediyorsa megapaskal (MPa) terimi kullanılır. Dış hekimliğinde SEA çalışmalarında MPa terimi kullanımı daha uygundur. Gerilme vektörü, incelenen kesite dik geldiğinde normal gerilme oluşur. Normal gerilmeler basma ve çekme gerilmeleridir. Gerilme kesit düzleminde ise kayma gerilmesi meydana gelmektedir. Üç temel gerilme vardır.

Basma gerilmeleri: Bu gerilmede kuvvet uygulandığı materyalin moleküllerini yaklaştırmaya yöneliktir. Zıt yönde fakat doğrultuları aynı olan cisim moleküllerini yaklaştıran kuvvetler baskı gerilmesi oluştururlar.

Çekme gerilmeleri: Bu gerilmede kuvvet uygulandığı materyalin molekülleri arasındaki mesafeyi arttırmaya yöneliktir. Basma gerilmesi gibi zıt yönde fakat doğrultuları aynı olan cisim moleküllerini uzaklaştıran kuvvetler tarafından oluşturulurlar.

Kayma gerilmeleri: Bu gerilmede kuvvet uygulandığı materyalin moleküllerini birbirleri üzerinden kaydırmaya yöneliktir. Çekme ve basma stresindeki kuvvetlerden farklı olarak farklı seviyede farklı doğrultuda kuvvetler bu stres tipini oluşturur.

Basma, çekme, makaslama gerilme streleri dışında başka burulma, yüzey, özel, burkulma, eğilme gibi stres çeşitleri de bulunmaktadır.

Gerinim

Kuvvet uygulanan cisimde şekil değişikliği meydana gelebilir. Materyalin birim madde başına düşen şekil değişikliği gerinimdir. Gerinimi yüksek materyalin şekil değişikliği fazladır. Deformasyonun cisim boyutuna oranı gerinim miktarını ifade eder.

Deformasyon

Deformasyonlar elastik ve plastik deformasyon olarak iki şekildedir. Elastik deformasyon; materyale gelen kuvvet kaldırıldığında materyal eski orijinal şekline geri dönüyorsa elastik deformasyona uğramıştır. Plastik deformasyon; Materyale gelen kuvvet kaldırıldığında materyal eski orijinal konumuna şekline geri dönmüyor yani kalıcı şekil bozukluğuna uğradıysa plastik deformasyona uğramıştır.

Gerilme –Gerinim Eğrisi

Bu eğri cisme gelen kuvvete hangi tip deformasyon çeşidiyle cevap vereceği hakkında bilgi verir. Cismin elastisite modülü ve yield noktası gerilme gerinim eğrisiyle öğrenilebilmektedir. Grafikte cismin şekil değişikliğinin kuvvet ile doğru orantılı olarak arttığı bölgedeki gerilim/gerinim, elastisite modülünü vermektedir. Gerilim-gerinim eğrisinde gerilimdeki artışla orantılı olmaksızın şekil değişiminde hızlı bir artış görülen nokta ise yield noktasıdır. Yield noktasından sonra gözlenen deformasyon plastik karakterdedir.

Elastik Sınır; cismin plastik deformasyona geçişinin olmadığı birim alana uygulanan en yüksek kuvvettir. Bir maddenin defleksiyon miktarı fazlaysa, elastik sınırı daha düşük olur. Kuvvet/defleksiyon oranı elastik sınır hakkında bilgi verir.

Dayanıklılık sınırı; Plastik deformasyon gösteren cismin kırılma göstermeden önceki en son gerilmesidir.

Elastik Modülü - Young Modülü

Bir cismin şekil değişikliği cisme uygulanan kuvvetle doğru orantılı olarak artar. Bu bilgi Hooke kanununa dayanır. Bu kanuna göre bir cismin elastikiyet modülü gerilim/gerinim oranıdır. Rijit materyallerin elastik modülü yüksektir, çünkü moleküler çekim ve uzaklaşmaya karşı direnç bu materyallerde daha fazladır.

Poisson Oranı

Poisson oranı; kuvvet uygulanan bir cismin çapında meydana gelen birim boyut farkının uzunluğunda meydana gelen birim boyut farkına oranıdır. Farklı kuvvet türlerinde cismin çapında ve uzunluğunda farklı değişimler olur. Çekme kuvvetinde materyalin çapında azalma gözlenirken boyunda artma olur. Bu değişim basma kuvvetinde tam tersidir. Poisson oranı kuvvetle boyut değişimini verir.

Sonlu Eleman

SEA'nın en temel unsuru eleman'dır. Elemanlar düğüm denilen bağlantı bölgeleriyle cismin bütününe geometrisine benzer basit birim şekli oluştururlar. Analizin en basit temel birimi olan eleman içerdiği düğüm sayısına göre sınıflandırılabilir.

Düğüm

Sonlu sayıdaki elemanların belli noktalardaki bağlantıları düğümlerle olur. Elemanların şekli oluşturulan düğümlerle belirlenir.

Rijit Eleman

Sonlu elemanlar arasında kuvvet yüklenemeyen, stres veya gerinim ölçümü yapılamayan ve düğüm birimleri arasında köprü görevi görerek iki birimi sabitleyen elemanlardır. Sistemde denklemsel bir sonuç oluşturmazlar.

Sınır Koşulu

SEA'da cismin gerinim, stres ve yer değiştirme miktarlarının sınırları sınır koşulunu oluşturur. Analizi yapılacak cismin elemanları sınır değerler arasında sabitlenmiştir.

Asal Gerilim

Üç boyutlu bir cisme kuvvet uygulandığında uzaydaki x, y, z düzlemlerinde her düzlemde bir normal iki makaslama olmak üzere toplam 6 stres etki edebilir. Cismi oluşturan elemanın stresini de bu normal ve makaslama stresleri oluşturur. Toplam makaslama stres değeri sıfırken, en büyük stres değeri gözlenir ve buna 'asal gerilme' denir. Asal gerilme üçe ayrılır.

Maksimum asal gerilme: En yüksek çekme stres değerini ifade eder. Pozitif değerdedir.

Minumum asal gerilme: En yüksek basma stres değerini ifade eder. Negatif değerdedir.

Ara asal gerilme: Ara bir gerilme değerini ifade eder.

Minumum asal gerilme ve maksimum asal gerilme stres büyüklüğü hangisinde fazlaysa cisim esas o stres gerilmesi altındadır.

Von Mises Stres

Uzayabilen materyallerde gözlenen deformasyon başlangıç değeri olan, germe dayanıklılığıyla ilgili bilgi veren stres değeridir. Üç boyutta oluşan asal stres değerlerinin kombinasyonu ile hesaplanır.

SEA hazırlık, çözümleme ve sonuç aşamalarını içermektedir.

Hazırlık aşamasında bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) verileri bilgisayara aktarılır, materyallerin ağ yapısı oluşturulur, materyal nitelikleri ve sınır koşulları belirlenir.

Çözümleme; Matris formülasyonlarının, çarpma, ters çevirme, çözüm hesaplamaları bilgisayar yazılımlarıyla bu aşamada yapılır.

Sonuç; analiz sonuçları ve doğrulamalar bu aşamada yapılmaktadır (Srirekha ve Bashetty, 2010).

2.8.5.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

SEA'nin avantajı

- Non-invaziv yöntemdir.
- Karmaşık geometrideki cisimlerde analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç elde edilir.
- Farklı yüzeyler arasında sürtünme, yapışma gibi özellikleri gerçeğe yakın olarak yansıtılabilir.
- Kuvvetin yönü ve şiddetinin belirlenmesi yapılabilir.
- Modelde kullanılan materyal yapı özelliklerinde, kuvvet yönü ve şiddetinde değişiklikler yapılarak analiz birçok kez denenebilir.
- Stres ve yer değişikliği analizi hassas bir şekilde yapılabilir.
- Eleman boyutlarında değişiklik yapılarak küçük elemanlar kullanılması sağlanılabilir.
- Sınır koşulları uygulamak kolaydır.
- Materyalin özellikleri analizle değişmez.
- Verilerin görsel olarak değerlendirilmesi yapılabilir.
- Yapının belli bir bölümünde problemlerde çözünme işlemi yapılarak kuvvet ve yer değiştirme analiz edilebilir.
- Statik ve dinamik analizler gerçekleştirilebilir.
- Hayvan ve insan materyaline ihtiyaç yoktur (Ebrahimi, 2012).

2.8.5.3. Sonlu Elemanlar Analizin Dezavantajları

- Analiz gerçekleştirilirken malzeme özelliklerinin sisteme girişi doğru yapılmalıdır. Modellerin malzeme özellikleri malzemeyi tam olarak temsil etmeyebilir.
- Analiz yapılabilmesi için ciddi bilgi birikimi, teknoloji bilgisi ve zaman gereklidir.

- Biyolojik ortam etkilerinin analize tam olarak yansıtılması sağlanamayabilir.
- Gerçek şartları oluşturma bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar kapasitesiyle sınırlandırılmıştır.
- Dinamik yük altındaki modellerde analiz mümkündür fakat zordur (Ebrahimi, 2012).

3. MATERYAL METOD

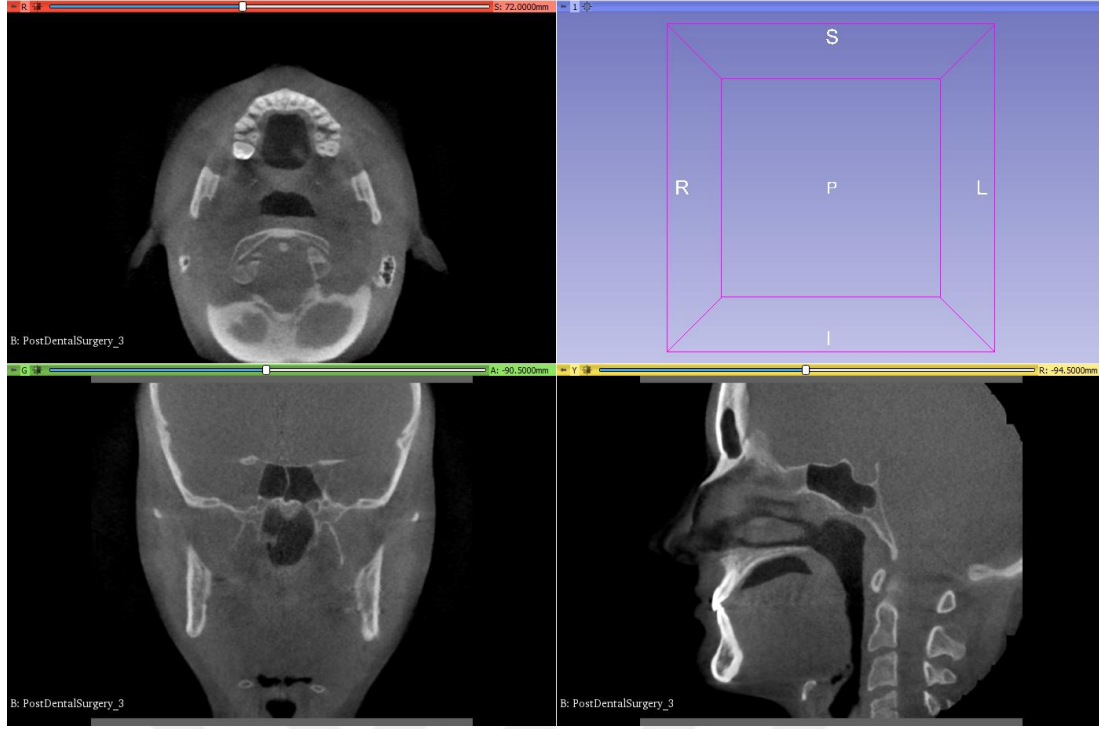
Çalışmamızda, maksiller 1. premolar dişleri çekilmiş bir bireyin tomografisinden (Şekil 6) yararlanılarak modeller oluşturulmuş, bu modellerde kanin dişe sadece şeffaf plak aktivasyonu veya şeffaf plağa ek olarak kanin ataşmana yerleştirilen değişken uzunluktaki ve farklı yapıdaki kuvvet kollarından distal yönde kuvvet uygulanarak kanin distalizasyonu gerçekleştirilmiştir. SEA ile elde edilen birincil yer değiştirme ve gerilme verileri, karşılaştırılmalı incelenmiştir.

Çalışmanın amacı kuvvet kolunun yapısındaki ve uzunluğundaki farklılığın dişlerde, diş çevre dokusunda, mini vidada, plakta, kuvvet kollarında oluşturduğu etkilerini değerlendirmektir.

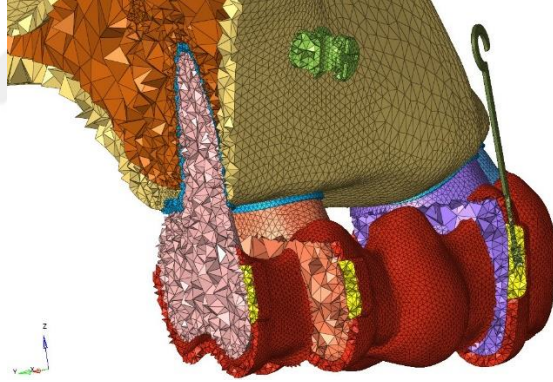
Çalışmada uygulanan SEA yöntemi, Tinus Mühendislik'in iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir. 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, 3 boyutlu SEA modellerinin oluşturulması ve SEA işlemi; 2,40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden stl modelin elde edilmesi 3DSlicer (BWH, MA,USA) (<https://www.slicer.org/>) (Fedorov ark., 2012) yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve 3 boyutlu CAD faaliyetleri ALTAIR Evolve yazılımıyla (ALTAIR, Troy, MI, USA), katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı (ALTAIR, Troy, MI, USA) ile gerçekleştirilmiştir.

Matematiksel modeller oluşturulurken 0,1-0,25 mm (yüksek duyarlıklı) aralığındaki tria ağ boyutları kullanılmıştır. Tüm modellerin yüzeyleri tria ağ yapıları ile oluşturulduktan sonra nesnelerin katı ağ yapıları ise tetrahedral olarak oluşturulmuştur (Şekil 7). Sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.



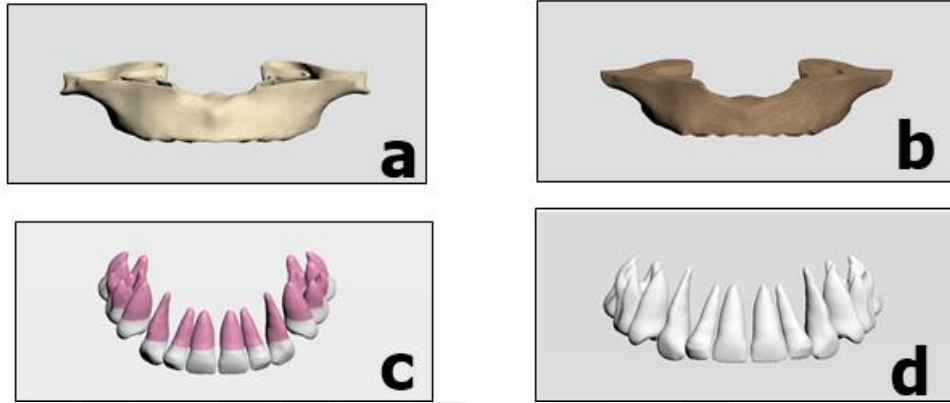
Şekil 6. Çalışma modeli oluşturulurken yararlanılan tomografik veri kesitleri



Şekil 7. Matematiksel modelin gösterimi.

3.1.Alveolar Kemik, PDL, Dişlerin ve Ortodontik Materyallerin Modellenmesi

Tomografi verisinden 3DSlicer ile elde edilen 3 boyutlu maksiller modelin alveolar kemiğinin ve dişlerinin, ALT AIR Evolve yazılımı ile 3 boyutlu sonlu elemanlar modellenmesi şekil 8 ‘de gösterilmiştir. PDL, modellenmesi yapılan diş köklerinin dış yüzeyi referans alınarak 0,25 mm kalınlıkta yapılmıştır (Şekil 8). PDL’nin 0,25 mm kalınlıkta modellenmesinde Xu ve ark.’larının çalışması referans alınmıştır (Xu, 2018).



Şekil 8. Kortikal kemik, kansellöz kemik, PDL ve dişlerin modellenmesi (a: Kortikal kemik, b: Kansellöz kemik, c: PDL ve d: Dişlerin modellenmesi)

Kanin dişin bukkal yüzeyinin merkezine 4 mm uzunluğunda, 2 mm genişliğinde, 1 mm kalınlığında; 2. premolar dişin bukkal yüzeyinin merkezine ve 1. molar dişin sağ bukkal yüzeyinin merkezine 3 mm uzunluğunda, 2 mm genişliğinde, 1 mm kalınlığında vertikal dikdörtgen ataşman yerleştirilmiştir (Şekil 9). 0,75 mm kalınlığındaki şeffaf plağın tamamen diş yüzeylerini saracak şekilde modellenmesi yapılmıştır. 1,5 mm çapında 10 mm uzunluğundaki mini vida 1. molar ve 2. molar dişlerinin kökleri arasına yerleştirilmiştir (Şekil 9). Bu modellemelerde Xu ve ark.’larının çalışması referans alınmıştır (Nuo Xu, 2018).



Şekil 9. Malzemelerin modellenmesi (a: şeffaf plak, b: ataşman, c: mini vida)

Kanin dişin direnç merkezi, literatüre uygun olarak kanin dişin alveolar kemik marjini kökün 5’te 2’si kadar apikalde olacak şekilde konumlandırılmıştır (Vollmer ark., 1999). 3 farklı uzunlukta kuvvet kolu kullanılmıştır (Şekil 10). 12, 13, 14 mm uzunluktaki kuvvet kolları sırasıyla direnç merkezinin altında, direnç merkezinde, direnç merkezinin apikalinde olacak şekilde modelleme yapılmıştır.



Şekil 10. Kuvvet kollarının modellemesi (a: 12 mm, b: 13 mm, c: 14 mm uzunluktaki kuvvet kolu)

3.2. Kuantitatif Model Bilgileri

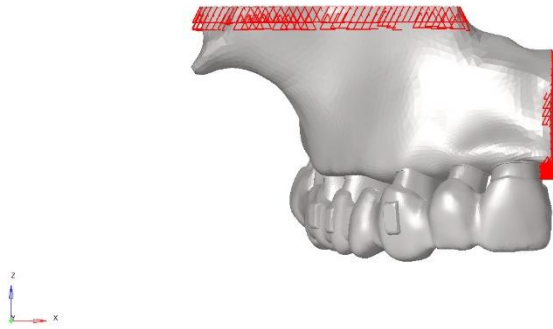
Oluşturulan modellerini node bilgileri tablo 1’te gösterilmiştir.

Tablo 1. Modellerin kuantitatif bilgileri

Model	Node
Model 1, 8	231553
Model 2, 3, 9, 10	244237
Model 4, 5, 11, 12	246728
Model 6, 7, 13, 14	247405

3.3. 3D Koordinat Sistemi ve Sınır Koşullarının Tanımlanması

Çalışma modellerimizde koordinatlar x eksenini transvers düzlemde pozitif yön dişin mesialini; y eksenini sagittal düzlemde pozitif yön palatinalı; z eksenini ise vertikal düzlemde pozitif yön alveoler kemiği gösterecek şekilde oluşturulmuştur. Modeller kortikal kemiğin üst bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksenindeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir. Modelde bulunan bütün parçalara; x eksenini normalinde, y-z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır.



Şekil 11. Sınır koşulu belirlenen maksilla modeli

3.4. Malzeme Tanımları

Analizlerde tablo 2’ de elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılarak analizi yapılan modelin malzeme özellikleri hem sayısal hem görsel olarak tanımlanmıştır. Malzeme özellikleri literatürdeki çalışmalara benzer olarak oluşturulmuştur (Comba ark., 2017; Gomez, Pena, Martinez, Giraldo, ve Cardona, 2015;

WA Vasconcellos, 2006). Diş ve üzerindeki kompozit ataşmanlar, şeffaf plaklar homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. PDL, Xu ve ark.'larının çalışmasına benzer şekilde lineer hiperelastik malzeme olarak oluşturulmuştur (Xu, 2018).

Tablo 2. Malzemelerin elastik modülü ve poisson oranı

Malzeme	Elastik Modül (MPa)	Poisson Oranı
Spongios kemik	1370	0,3
Kortikal kemik	13700	0,3
KFGK	129000	0,33
PÇ	193000	0,3
Titanyum	110000	0,35
Diş	19600	0,3
Kompozit ataşman	12500	0,36
Şeffaf plak	528	0,36
PDL	0.69	0.45

3.5. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Kemik İmplant Bağlantı Durumu

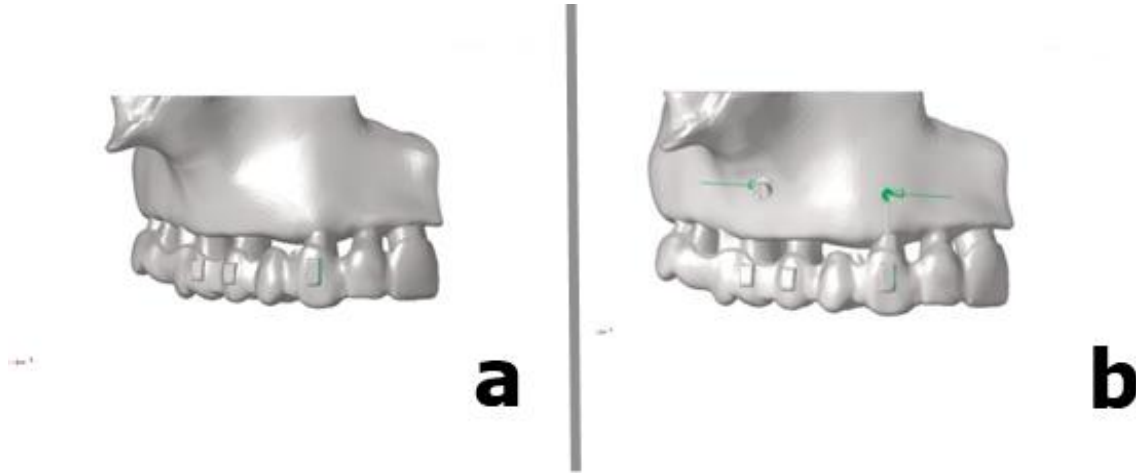
Matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Şeffaf plak ile ataşman ve şeffaf plak ile diş ara yüzlerinde $\mu=0,2$ katsayılı non-lineer sürtünme kontağı tanımlanmıştır.

Şeffaf plak ile kuvvet kolunun, diş ile PDL'nin, diş ile ataşmanın, kemik ile vidanın temas bölgelerinde freeze tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

3.6. Yükleme Senaryoları

Tüm modeller için kanin ataşmanların mesial (aktif) yüzeyinden 0,1mm veya 0,2mm yer değiştirmeyi simüle eden şeffaf plak aktivasyon kuvveti uygulanmıştır. Kuvvet kolu modellerinde, plak aktivasyon kuvvetine ek olarak kuvvet kolu ve vida arasındaki lastiğin kanin dişe 4 oz'luk (1,12 N) çekme kuvveti uyguladığı tanımlanmıştır (Şekil 12).



Şekil 12. Kuvvet uygulama senaryoları (a: Yalnız şeffaf plakla kanin ataşmanın mesialine distal yönde kuvvet uygulanan model, b: hem şeffaf plakla hem kuvvet koluna yerleştirilen lastikle kanin dişe, distal yönde kuvvet uygulanan model)

Kuvvet kolları 2 farklı malzeme yapısında (PÇ veya KFGK) , 3 farklı uzunlukta (12, 13 ve 14 mm) oluşturulmuştur. Çalışmamız toplam 14 model içermektedir (Tablo 3). 2 farklı hizalayıcı aktivasyonuna (0,1 ve 0,2 mm), 3 farklı kuvvet kolu uzunluğuna (12, 13 ve 14 mm) ve 2 farklı kuvvet kolu malzemesine (PÇ, KFGK) göre oluşturulan 14 modelde 14 analiz non-lineer olarak çözdürülmüştür. (Kuvvet kolu içeren modellerde toplam on iki, sadece şeffaf plak olan modelde iki analiz uygulanmıştır.) 2 modelde yalnız şeffaf plak aktivasyonu (0,1 mm veya 0,2 mm) uygulanmış ve kuvvet kolu kullanılmamıştır.

Tablo 3. Araştırmada kullanılan çalışma modelleri ve kuvvet aktivasyonları

Model	Plak Aktivasyonu	Kuvvet Kolu Uzunluğu	Kuvvet Kolu Yapısı
Model 1	0,1 mm	-	-
Model 2	0,1 mm	12 mm	PÇ
Model 3	0,1 mm	12 mm	KFGK
Model 4	0,1 mm	13 mm	PÇ
Model 5	0,1 mm	13 mm	KFGK
Model 6	0,1 mm	14 mm	PÇ
Model 7	0,1 mm	14 mm	KFGK
Model 8	0,2 mm	-	-
Model 9	0,2 mm	12 mm	PÇ
Model 10	0,2 mm	12 mm	KFGK
Model 11	0,2 mm	13 mm	PÇ
Model 12	0,2 mm	13 mm	KFGK
Model 13	0,2 mm	14 mm	PÇ
Model 14	0,2 mm	14 mm	KFGK

4. BULGULAR

Çalışmamızda toplam 14 model vardır. Bu modellerde stres ve yer değişim analizleri yapılmıştır.

İlk model şeffaf plağın kanin distalizasyonu için kanin diş ataşmanına 0,1 mm distal kuvvetin uygulandığı modeldir. Bu kuvvete ek olarak farklı uzunluklardaki (12 mm, 13 mm, 14 mm) PÇ ve KFGK kuvvet kollarından 4 ozluk kuvvetin uygulandığı 6 model daha oluşturulmuştur. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonu olan toplamda 7 model vardır ve bu 7 model 1. grubu oluşturmaktadır (Tablo 3).

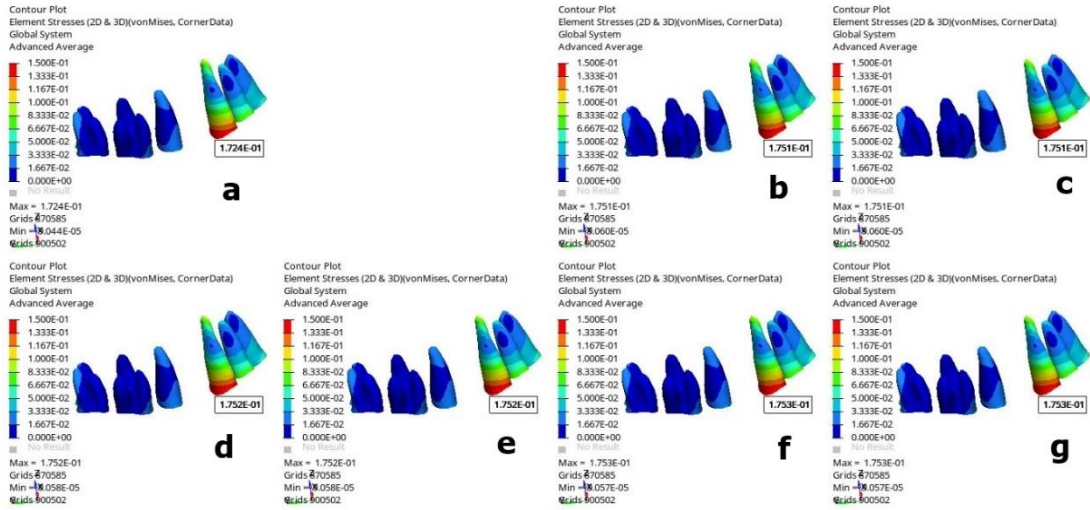
Model 8'de şeffaf plağın kanin distalizasyonu için 0,2 mm'lik kuvvetin uygulandığı modeldir. Bu kuvvete ek olarak yine farklı uzunluklardaki (12 mm, 13 mm, 14 mm) PÇ ve KFGK yapısındaki kuvvet kollarından 4 ozluk kuvvetin uygulandığı 6 model daha oluşturulmuştur. Böylece 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonu olan toplam 7 model 2. grubu oluşturmaktadır (Tablo 3).

4.1. PDL'de Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

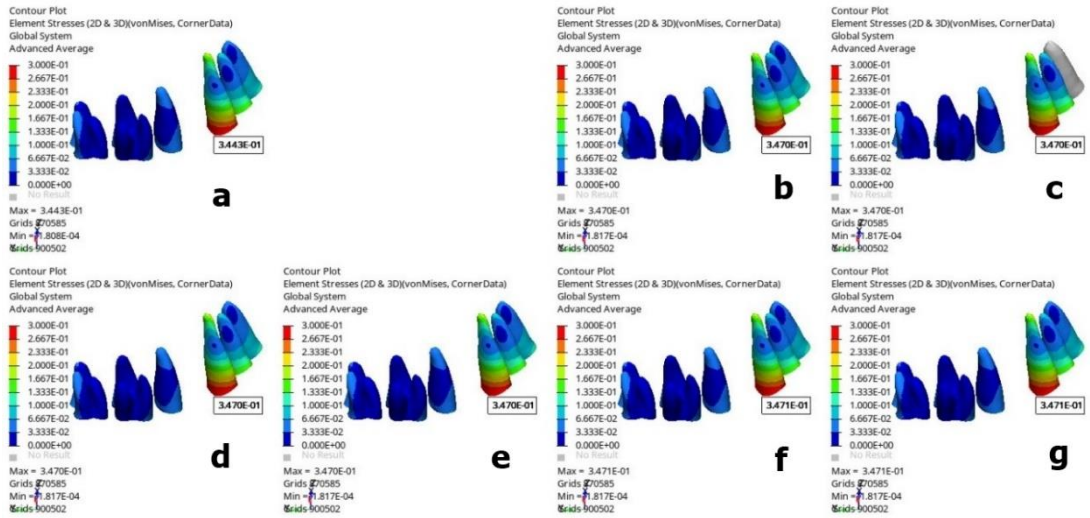
4.1.1. PDL'de Von Mises Stres Değeri

İlk gruptaki tüm modellerde Von Mises stres en fazla kanin dişin çevre dokusunda gözlenmiştir. PDLdeki en yüksek Von Mises değeri 14 mm kuvvet kolu olan model 6 ve 7'de 0,1753 MPa olarak ölçülmüştür (Tablo 4). En düşük Von Mises değeri 0,1724 MPa ile model 1'dedir. Eşit uzunlukta kuvvet kolu içeren modellerde PDL'nin Von Mises değerleri benzerdir. Von Mises stres en yoğun kanin dişin kole seviyesinde distal bölgededir. 12, 13, 14 mm'lik kuvvet kollarında Von Mises değerler sırasıyla 0,1751; 0,1752; 0,1753 MPa'dır (Şekil 13).

2. grupta da tüm modellerde Von Mises stres en fazla kanin dişin çevre dokusundadır. PDLdeki en yüksek Von Mises değeri 14 mm kuvvet kolu uzunluğuna sahip model 13 ve 14'te 0,3471 MPa olarak ölçülmüştür. En düşük değer 0,3443 MPa ile model 8'dedir (Tablo 4). 2. grupta da Von Mises stresin en yoğun olduğu yer kanin dişin kole seviyesinde distal bölgededir. 12, 13, 14 mm kuvvet kollarında Von Mises değeri sırasıyla 0,347; 0,347; 0,3471'dir (Şekil 14).



Şekil 13. Şeffaf plağın 0,1 mm aktivasyonunda PDL’de Von Mises stres değerleri (a: model 1, b: model 2, c: model 3, d: model 4, e: model 5, f: model 6, g: model 7)



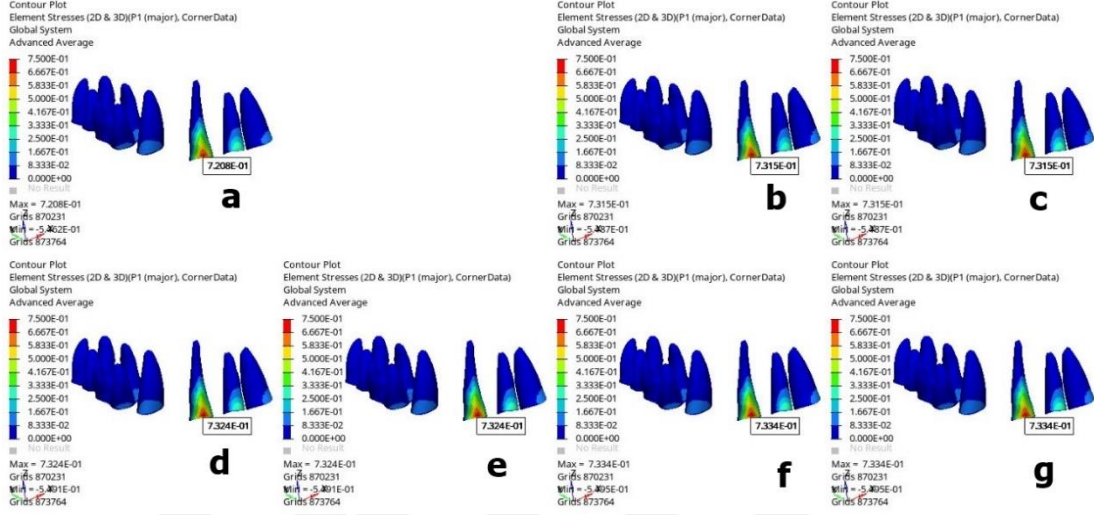
Şekil 14. Şeffaf plağın 0,2 mm aktivasyonunda PDL’de Von Mises stres değerleri (a: model 8, b: model 9, c: model 10, d: model 11, e: model 12, f: model 13, g: model 14)

4.1.2. PDL’de Çekme Stres Değeri

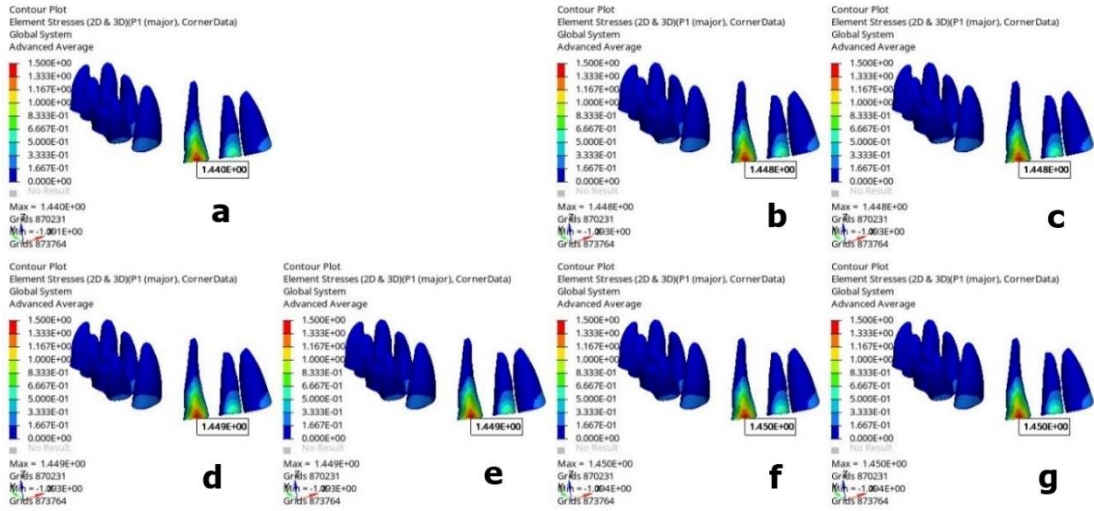
Tüm modellerde çekme stresi en fazla kanin dişin çevresini saran PDL’de gözlenmiştir. Kanin distalizasyonu için 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunun olduğu 7 model içeren ilk grupta PDL’deki en fazla çekme stresi 0,7334 MPa olarak 14 mm kuvvet kolu içeren model 6, 7’ de ölçülmüştür. En düşük değer 0,7208 MPa ile model 1’dedir (Tablo 4). Çekme stresinin en yoğun olduğu yer kanin dişin mesio-bukkal kole seviyesindedir. 12, 13, 14 mm kuvvet kolları içeren modellerde çekme stresi değeri sırasıyla 0,7315 MPa; 0,7324 MPa; 0,7334 MPa’dır (Şekil 15).

Kanin distalizasyonu için 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunun olduğu 7 model içeren 2. grupta PDL’deki en yüksek çekme değeri 14 mm kuvvet kolu olan model 13 ve 14’te 1,450

MPa olarak ölçülmüştür. En düşük değer ile 1,440 MPa ile model 8'dedir (Tablo 4). Çekme stresinin en yoğun olduğu yer kanin dişin kökünün mesio-bukkal kole seviyesindedir. 12, 13, 14 mm kuvvet kollarında çekme stres değeri sırasıyla 1,448; 1,449; 1,450 MPa'dır (Şekil 16).



Şekil 15. Şeffaf plağın 0,1 mm aktivasyonunda PDL'de çekme stres değerleri (a: model 1, b: model 2, c: model 3, d: model 4, e: model 5, f: model 6, g: model 7)



Şekil 16. Şeffaf plağın 0,2 mm'lik aktivasyonunda PDL'de gözlenen çekme stresi (a: model 8, b: model 9, c: model 10, d: model 11, e: model 12, f: model 13, g: model 14)

Tablo 4. Kanin dişin PDL'deki stres değerleri

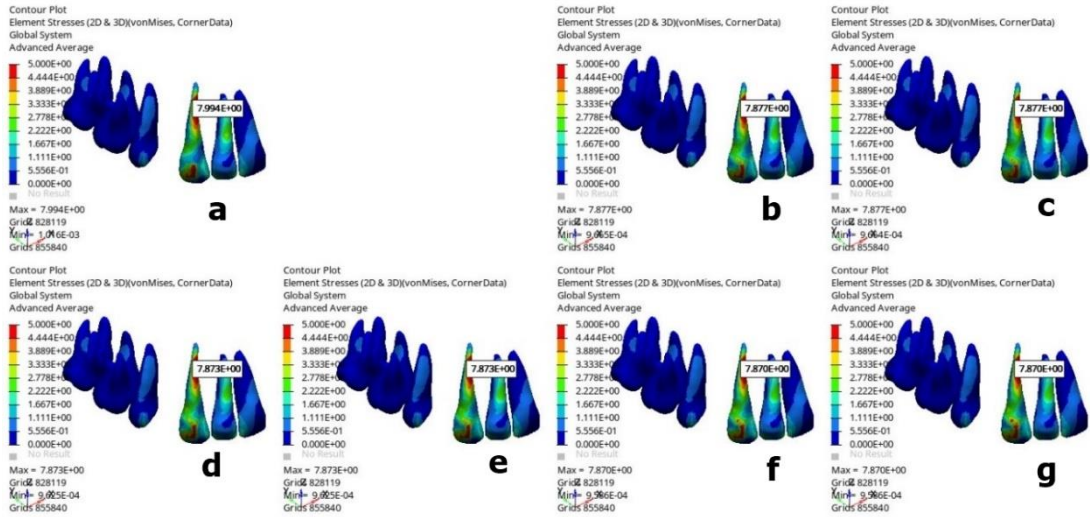
Modeller	Çekme stresi (MPa)		Von Mises stresi (MPa)	
	Maks.	Min.	Maks.	Min.
Model 1	0,7208	-0,5462	0,1724	0,0000906
Model 2	0,7315	-0,5487	0,1751	0,0000906
Model 3	0,7315	-0,5487	0,1751	0,0000906
Model 4	0,7324	-0,5491	0,1752	0,00009058
Model 5	0,7324	-0,5491	0,1752	0,00009058
Model 6	0,7334	-0,5495	0,1753	0,00009057
Model 7	0,7334	-0,5495	0,1753	0,00009057
Model 8	1,440	-1,091	0,3443	0,0001808
Model 9	1,448	-1,093	0,3470	0,0001817
Model 10	1,448	-1,093	0,3470	0,0001817
Model 11	1,449	-1,093	0,3470	0,0001817
Model 12	1,449	-1,093	0,3470	0,0001817
Model 13	1,450	-1,093	0,3471	0,0001817
Model 14	1,450	-1,093	0,3471	0,0001817

4.2 Dişlerin Stres ve Yer Değiştirme Değerlerinin Karşılaştırılması

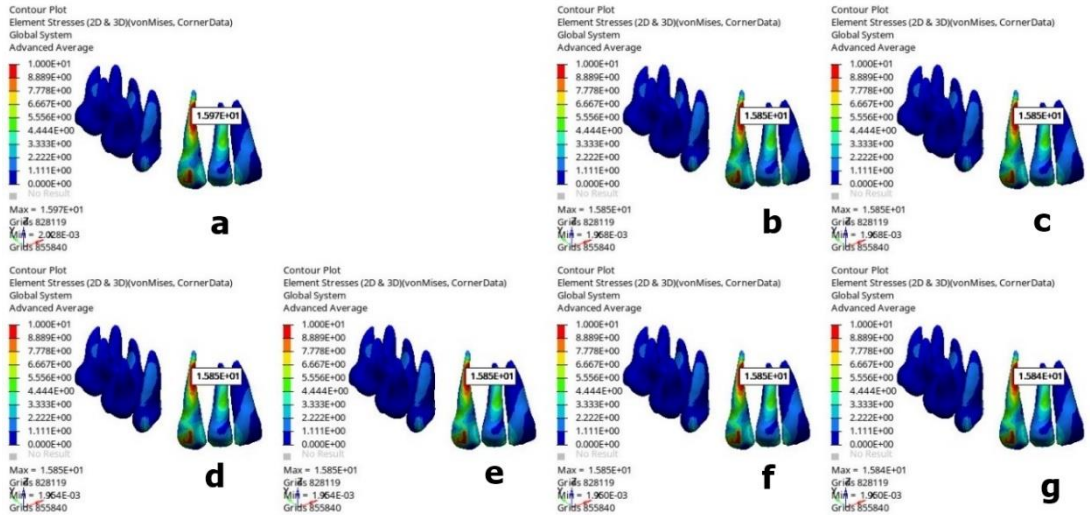
4.2.1. Dişlerde Von Mises Stres Değerleri

Tüm modellerde en yüksek Von Mises değere sahip diş kanin dişidir. 7 model içeren ilk grupta dişlerde en yüksek Von Mises değeri ise 7,994 MPa ile model 1'de; en düşük Von Mises değeri 7,87 MPa ile model 6 ve 7' de görülmüştür. Kuvvet kolu içeren modellerde kanin dişin en yüksek Von Mises stresi 7,877 MPa ile model 2 ve 3'tedir (Tablo 5). Tüm modellerde kanin dişe gelen en yüksek Von Mises stres değerleri kanin dişin ataşmanın mesial bölgesiyle kanin kökünün orta üçlüsünün mesio-bukkal bölgesindedir (Şekil 17). 1. grupta kuvvet kolu uzunluğu arttıkça kanin ataşmanın gingivale bakan bölgesinde stres artışı olduğu gözlenmiştir.

2. grupta kanin dişte en yüksek Von Mises değeri 15,97 MPa ile model 8'deki; en düşük Von Mises değeri 15,84 MPa olan model 14'te görülmüştür. Kuvvet kolu içeren model 14 hariç tüm kuvvet kolu içeren modellerde 15,85 MPa Von Mises stresi gözlenmiştir (Tablo 5). 2. gruptaki tüm modellerde de 1. gruptaki modellere benzer olarak kanin dişe gelen en yüksek Von Mises stres değeri kanin dişin ataşmanın mesialinde ve kanin dişin kökünün orta üçlüsünün mesio-bukkalıdır (Şekil 18).



Şekil 17. Şeffaf plağın 0,1 mm’lik aktivasyonunda dişlerdeki Von Mises stres değerleri (a: model 1, b: model 2, c: model 3, d: model 4, e: model 5, f: model 6, g: model 7)

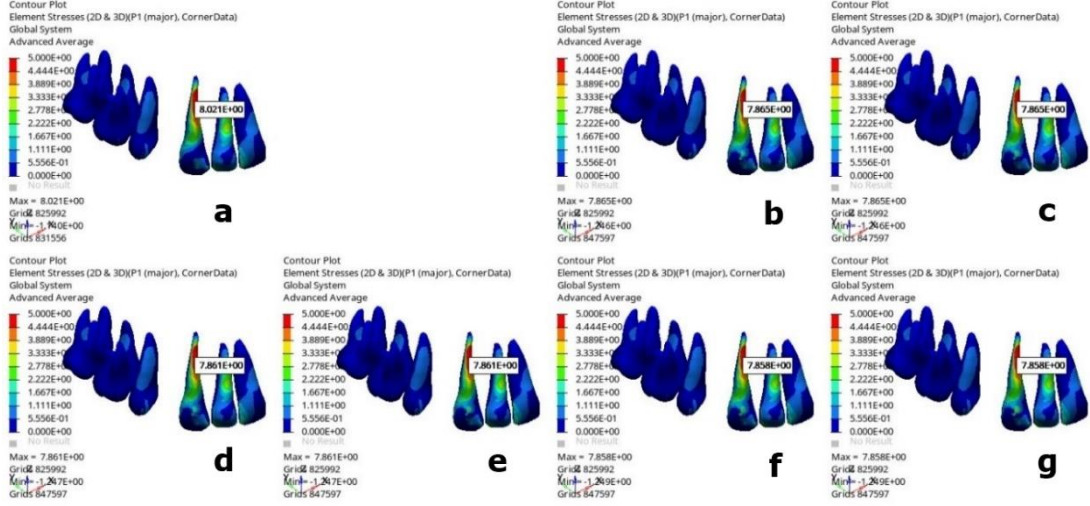


Şekil 18. Şeffaf plağın 0, 2 mm’lik aktivasyonunda dişlerdeki Von Mises stres değerleri (a: model 8, b: model 9, c: model 10, d: model 11, e: model 12, f: model 13, g: model 14)

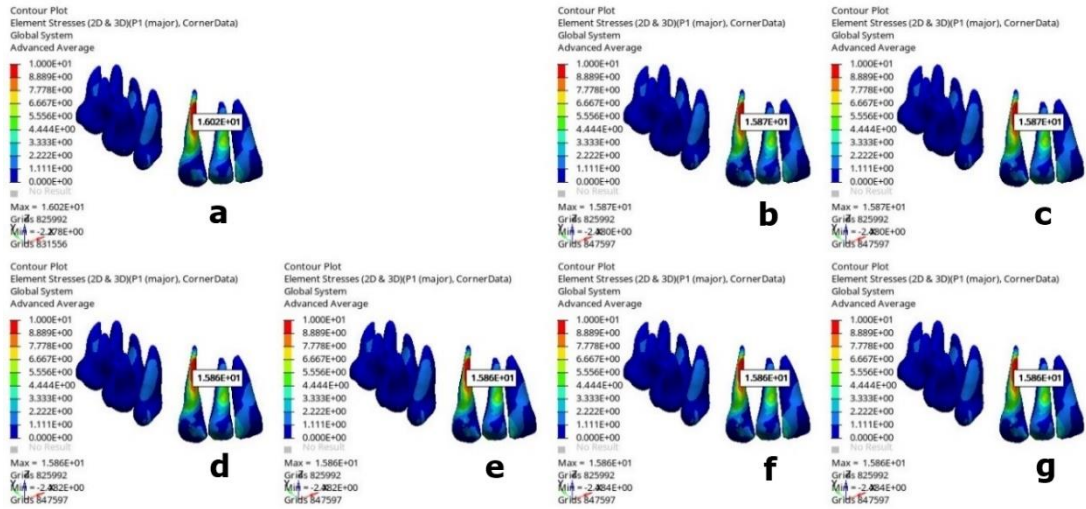
4.2.2. Dişlerde Çekme Stres Değerleri

Tüm modellerde en yüksek çekme stresi kanin dişe ait olup bu değer en fazla 8,021 MPa ile 1. grupta model 1’dir (Tablo 5). Kuvvet kolu uzunluğu eşit modellerde kanin dişteki çekme stresinin de aynı olduğu görülmüştür. Kanin dişte en az çekme stresinin görüldüğü modeller 14 mm uzunluğundaki KFGK ve PÇ kuvvet koluna sahip modellerdir. Kanin dişe gelen en düşük çekme stresi 7, 858 MPa’dır. 12 mm ve 13 mm uzunluğundaki kuvvet koluna sahip modellerde ise sırasıyla 7, 865 MPa ve 7, 861 MPa stres gözlenmiştir. Tüm modellerde çekme stresinin en fazla olduğu yer kanin kökünün orta üçlüsünün mesio-bukkalindedir (Şekil 19).

Tüm modellerde en yüksek çekme stresi kanin dişe ait olup bu değer en fazla 2. grupta 16,02 MPa ile model 8’dedir. Kanin dişe gelen en düşük çekme stresi 15,86 ile model 11, 12, 13 ve 14’tedir. Kanin dişinin çekme stres değeri 12 mm kuvvet koluna sahip model 9 ve 10’da aynı bulunmuştur. Bu değer 15, 87 MPa’dır (Şekil 20).



Şekil 19. Şeffaf plağın 0,1 mm aktivasyonunda dişlerde çekme stres değerleri (a: model 1, b: model 2, c: model 3, d: model 4, e: model 5, f: model 6, g: model 7)



Şekil 20. Şeffaf plak 0,2 mm aktivasyonunda dişlerde çekme stres değerleri (a: model 8, b: model 9, c: model 10, d: model 11, e: model 12, f: model 13, g: model 14)

Tablo 5. Kanin dişin Von Mises ve çekme stres değerleri

Modeller	ekme stresi (MPa)		Von Mises stres (MPa)	
	Maks.	Min.	Maks.	Min.
Model 1	8,02	-1,140	7,994	0,001016
Model 2	7,865	-1,246	7,877	0,0009665
Model 3	7,865	-1,246	7,877	0,0009664
Model 4	7,861	-1,247	7,873	0,0009625
Model 5	7,861	-1,247	7,873	0,0009625
Model 6	7,858	-1,249	7,870	0,0009586
Model 7	7,858	-1,249	7,870	0,0009586
Model 8	16,02	-2,278	15,97	0,0002028
Model 9	15,87	-2,480	15,85	0,001958
Model 10	15,87	-2,480	15,85	0,001958
Model 11	15,86	-2,482	15,85	0,001954
Model 12	15,86	-2,482	15,85	0,001954
Model 13	15,86	-2,484	15,85	0,001954
Model 14	15,86	-2,484	15,84	0,001950

4.2.3. Dişlerde X, Y, Z Eksenlerinde Yer Değiştirme Miktarları

4.2.3.1.Santral Dişin X, Y, Z Eksenlerinde Yer Değiştirmesi

Tüm modellerde santral dişin bukkal yüzünde kesici kenardan kole bölgesine gidildikçe distale devrilme azalmıştır. Santral dişin kök ucunda ise mesiale hareket gözlenmiştir. Dişin insizal kenarının uç noktası palatinele, kök ucu ise labiale doğru hareket etmiştir. Palatinele hareket kanin dişin disto-insizalinde en fazladır. Kök ucundan kron ucuna doğru artan ekstrüzyon görülmüştür (şekil 21, şekil 22).

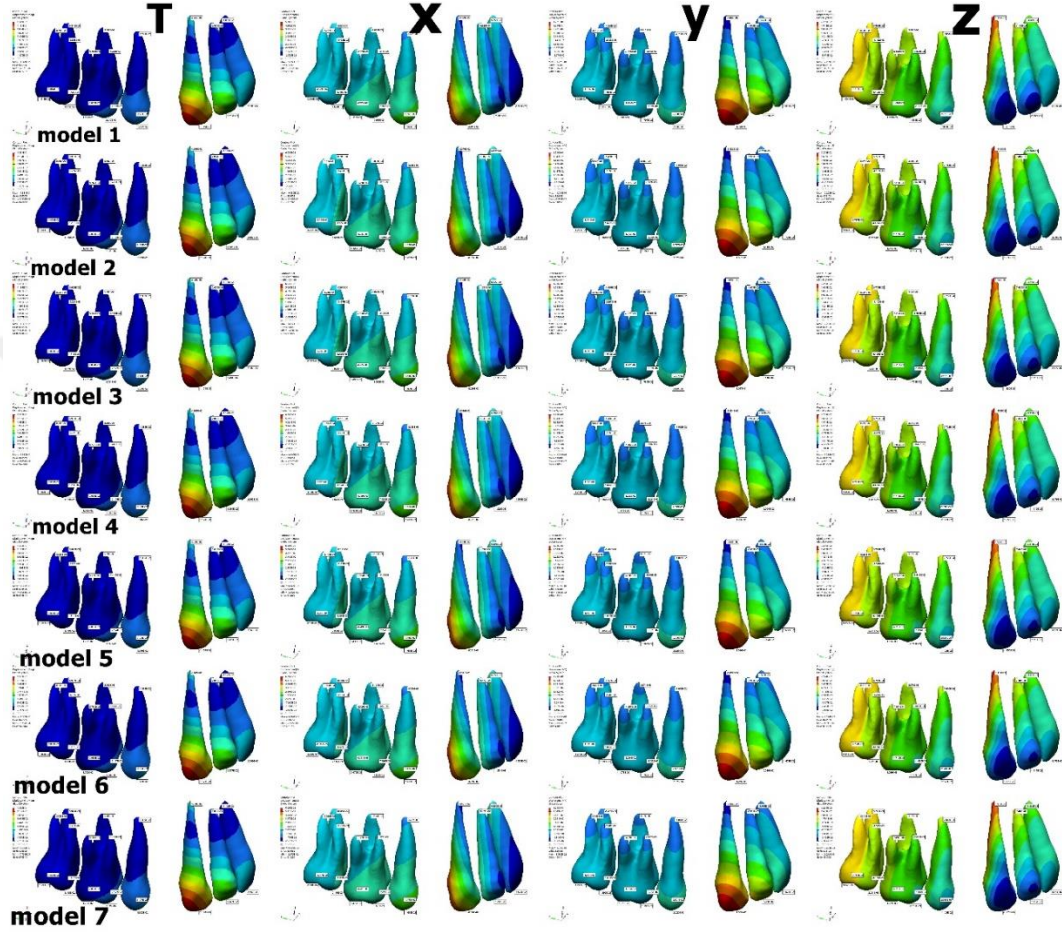
Santral dişin kron ucunda x ekseninde en fazla miktarda yer değiştirme, 1. grupta 12 mm kuvvet kolu içeren model 2 ve 3'te -0,01545 mm; 2. grupta ise yine 12 mm kuvvet kolu olan model 9 ve 10'da -0,02786 mm gözlenmiştir. En az yer değiştirme 1. grupta model 1'de -0,01358 mm; 2. grupta model 8'de -0,02572 mm bulunmuştur.

Santral dişin kök ucunda x ekseninde en az miktarda yer değiştirme 1. grupta model 1'de 0,005755 mm; 2. grupta model 8'de 0,008197 mm gözlenmiştir. Santral dişin kök ucunda en fazla miktarda yer değiştirme 1. grupta model 2 ve model 3'te 0,006427 mm; 2. grupta model 9'da 0,008873 mm bulunmuştur (Tablo 6).

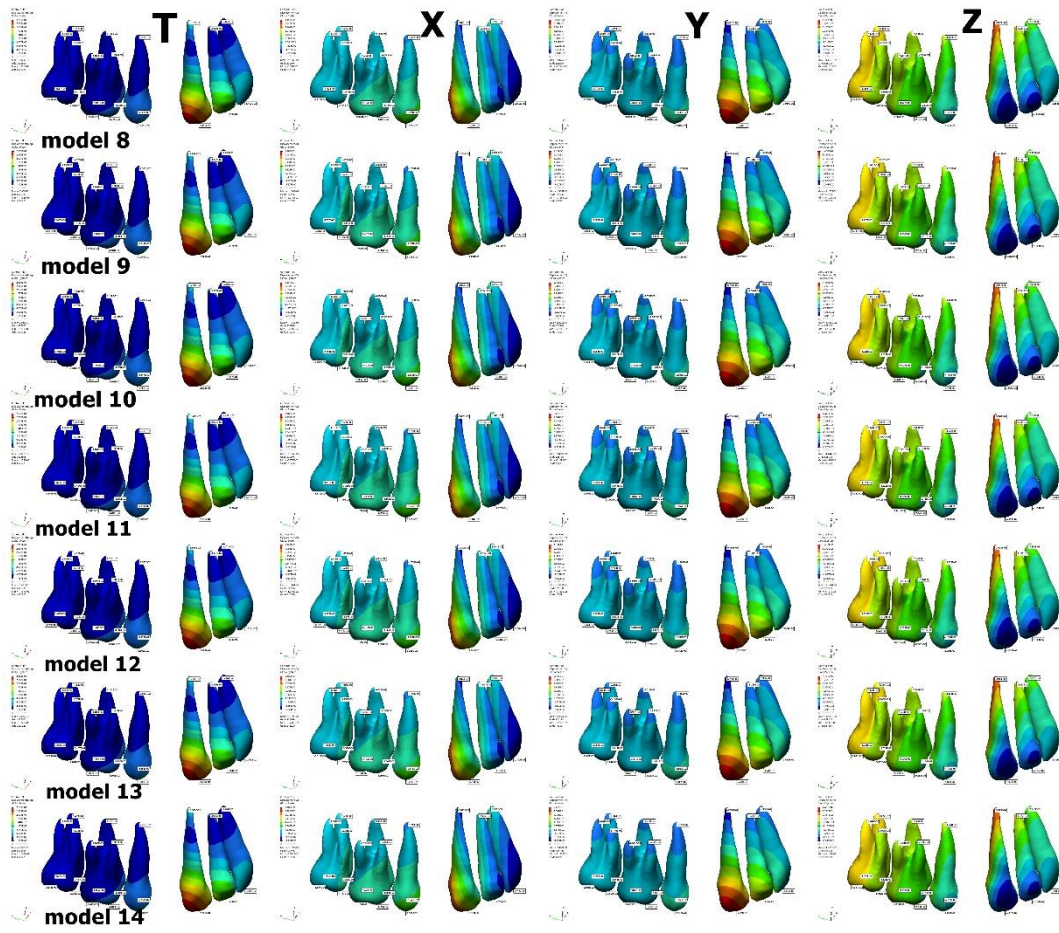
Santral dişin kron ucunda y ekseninde en fazla miktarda yer değiştirme 1. grupta model 1'de 0,02078 mm; 2. grupta model 8'de 0,03966 mm bulunmuştur. Santral dişin kök ucunun en

fazla miktarda labiale yer değiştirmesi 1. grupta model 2,3'te -0,008755 mm, 2. grupta ise model 9, model 10'da -0,01968 mm bulunmuştur (Tablo 6).

Santral dişin kron ve kök ucunda z ekseninde en fazla miktarda yer değiştirme 1. grupta model 1'de sırasıyla -0,0136 mm ve -0,003608 mm; 2. grupta model 8'de sırasıyla -0,02658 mm ve -0,007597 mm bulunmuştur (Tablo 6).



şekil 21. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda 1. grup modellerdeki dişlerde toplam ve x, y, z eksenlerindeki yer değiştirme



Şekil 22. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda 2. grup modellerdeki dişlerde toplam ve x, y, z eksenlerindeki yer değiştirme

Tablo 6. Santral Dişin Hareket Miktarı

Model	Santral Diş Hareket Miktarı (Mm)					
	X		Y		Z	
	KRON	KÖK	KRON	KÖK	KRON	KÖK
Model 1	-0,01358	0,005755	0,02078	-0,008403	-0,0136	-0,003608
Model 2	-0,01545	0,006427	0,01703	-0,008755	-0,01185	-0,003299
Model 3	-0,01545	0,006427	0,01703	-0,008755	-0,01185	-0,003299
Model 4	-0,01536	0,006397	0,01688	-0,008693	-0,01179	-0,003311
Model 5	-0,01536	0,006396	0,01688	-0,008694	-0,01179	-0,003311
Model 6	-0,01525	0,006359	0,01673	-0,008633	-0,01173	-0,003320
Model 7	-0,01525	0,006359	0,01673	-0,008634	-0,01173	-0,003320
Model 8	-0,02572	0,008197	0,03966	-0,01859	-0,02658	-0,007597
Model 9	-0,02786	0,008873	0,03515	-0,01968	-0,02496	-0,007331
Model 10	-0,02786	0,008872	0,03515	-0,01968	-0,02496	-0,007331
Model 11	-0,02777	0,008841	0,03500	-0,01962	-0,02489	-0,007339
Model 12	-0,02776	0,008841	0,03500	-0,01962	-0,02489	-0,007339
Model 13	-0,02765	0,008801	0,03485	-0,01955	-0,02483	-0,007344
Model 14	-0,02765	0,008801	0,03485	-0,01956	-0,02483	-0,007345

4.2.3.2.Lateral Dişin X, Y, Z Eksenlerinde Yer Değiştirmesi

Tüm modellerde lateral dişin kesici kenarında mesioinsizalden distoinsizale doğru artan mesiale ve palatinale hareket vardır. Diş disto-palatal yönde hafif rotasyon göstermiştir. Lateral dişin kronu palatinale kökü ise labiale doğru hareket etmiştir. Lateral dişin kronu santrale göre daha fazla palatinal yönlü hareket göstermiştir. En fazla palatinale hareket dişin distoinsizalinde gözlenmiştir. Lateral dişin kron ucu palatinale hareket ederek ekstrüze olmuş; kök ucu ise labiale hareket ederek intrüze olmuştur (Şekil 21, Şekil 22).

Lateral dişin kron ucu x ekseninde en fazla miktarda yer değiştirme 1. grupta model 1’de 0,002686 mm; 2. grupta ise model 8’de 0,002578 mm bulunmuştur. Lateral dişin kron ucunda x ekseninde en az yer değiştirme 1. grupta model 2, model 3’te 0,001118 mm; 2. grupta 0,0008372 mm bulunmuştur (Tablo 7).

Lateral dişin kökü x ekseninde en az 1. grupta model 1’de 0,0004339 mm; 2. grupta ise model 9’da -0,0003689 yer değiştirmiştir. Lateral dişin kökü en fazla 1. grupta model 2 ve model 3’te 0,001082; 2. grupta model 8’de -0,0009787 mm yer değiştirmiştir (Tablo 7).

Lateral dişin kron ucu y ekseninde 1. grupta en fazla model 1’de 0,06409 mm; 2. grupta ise en fazla model 8’de 0,1281 mm palatinale hareket etmiştir. Lateral dişin kron ucu y ekseninde 1. grupta en az 0,06080mm olarak model 6 ve model 7’de; 2. grupta en az 0,1246 mm model 13 ve model 14’te bulunmuştur (Tablo 7).

Lateral dişin kökü, y ekseninde en az 1. grupta model 6 ve model 7’de -0,01901 mm; 2. grupta model 8’de -0,03726 mm vestibüle hareket etmiştir. Lateral dişin kökü en fazla 1. grupta model 1’de -0,01923mm; 2. grupta model 9 ve model 10’da -0,03746 mm yer değiştirmiştir (Tablo7).

Lateral dişin kron ucu z ekseninde en fazla1. grupta model 1’de -0,02096 mm; 2. grupta ise model 8’de -0,04330 mm ekstrüze olmuştur. Lateral dişin kök ucu, z ekseninde en fazla 1. grupta model 2 ve model 3’te 0,007482 mm kadar; 2. grupta ise model 9, model 10 ‘da 0,01334 mm intrüze olmuştur (Tablo 7).

Lateral dişin kron ucu z ekseninde en az 1. grupta model 1’de -0,01914; 2. grupta model 9, 10, 11, 12’de -0,04164 mm ekstrüze olmuştur. Lateral dişin kök ucu z ekseninde en az 1. grupta model 1’de -0,007199 mm ekstrüze; 2. grupta ise model 8’de 0,01321 mm intrüze olmuştur (Tablo 7).

Tablo 7. Lateral diş hareket miktarı (mm)

Modeller	Lateral Diş Hareket Miktarı (mm)					
	X		Y		Z	
	KRON	KÖK	KRON	KÖK	KRON	KÖK
Model 1	0,002686	0,0004339	0,06409	-0,01923	-0,02096	-0,007199
Model 2	0,001118	0,001082	0,06110	-0,01909	-0,01914	0,007482
Model 3	0,001118	0,001082	0,06110	-0,01909	-0,01914	0,007482
Model 4	0,001223	0,001039	0,06094	-0,01905	-0,01915	0,007443
Model 5	0,001225	0,001039	0,06094	-0,01905	-0,01915	0,007442
Model 6	0,001354	0,0009877	0,06080	-0,01901	-0,01917	0,007404
Model 7	0,001356	0,0009871	0,06080	-0,01901	-0,01917	0,007404
Model 8	0,002578	-0,0009787	0,1281	-0,03726	-0,04330	0,01321
Model 9	0,0008372	-0,0003689	0,1249	-0,03746	-0,04164	0,01334
Model 10	0,0008384	-0,0003694	0,1249	-0,03746	-0,04164	0,01334
Model 11	0,0009420	-0,0004127	0,1248	-0,03742	-0,04164	0,01331
Model 12	0,0009435	-0,0004134	0,1248	-0,03742	-0,04164	0,01331
Model 13	0,001072	-0,0004661	0,1246	-0,03738	-0,04166	0,01327
Model 14	0,001074	-0,0004667	0,1246	-0,03738	-0,04166	0,01327

4.2.3.3. Kanin Dişin X, Y, Z Eksenlerinde Yer Değiştirmesi

Tüm modellerde kanin diş, x ekseninde kron ucu palatina, kök ucu bukkale; y ekseninde kron ucu distale, kök ucu mesiale olacak şekilde yer değiştirmiştir. Z ekseninde kron ucu ekstrüzyon, kök ucunda intrüzyon gözlenmiştir. Kanin diş disto-palatal yönde rotasyon yapmıştır.

Kanin dişin kron ucu x ekseninde en fazla model 13, model 14'te 0,08011 mm olarak; kök ucu ise en fazla model 13, model 14'te -0,02873 mm hareket etmiştir. Kanin dişin kron ucu x ekseninde en az model 1'de 0,03994 mm; kök ucu x ekseninde en az model 2, model 3'te -0,01570 mm hareket etmiştir.

Kanin dişin kron ucu y ekseninde en fazla model 8'de 0,2240 mm distale; kanin dişin kök ucu ise yine aynı modelde -0,06807 mm mesiale en fazla yer değiştirmiştir. Kanin dişin kron ucu y ekseninde en az model 6, model 7'de 0,1085 mm; kanin dişin kök ucu y ekseninde en az model 2, model 3'te -0,03432 mm olarak hareket etmiştir.

Kanin dişin kron ucu z ekseninde en fazla model 8'de -0,04045 mm; kök ucu z ekseninde en fazla model 9, model 10'da 0,03942 mm olarak hareket etmiştir. Kanin dişin kron ucu z ekseninde en az model 2, model 3'te -0,01839 mm olarak; kök ucu z ekseninde en az model 6, model 7'de 0,01917 mm olarak hareket etmiştir (Tablo 8).

Kanin dişin kron ve kök ucunun yer değiştirmesi aynı uzunluktaki KFGK ve PÇ kuvvet kollarında aynı değerde olduğu gözlenmiştir.

Tablo 8. Kanin diş hareket miktarı (mm)

Model	Kanin Diş Hareket Miktarı (mm)					
	X		Y		Z	
	KRON	KÖK	KRON	KÖK	KRON	KÖK
Model 1	0,03994	-0,01579	0,1105	-0,03464	-0,01914	0,01922
Model 2	0,04026	-0,01570	0,1087	-0,03432	-0,01839	0,01946
Model 3	0,04026	-0,01570	0,1087	-0,03432	-0,01839	0,01946
Model 4	0,04051	-0,01580	0,1086	-0,03434	-0,01855	0,01932
Model 5	0,04051	-0,01580	0,1086	-0,03434	-0,01855	0,01932
Model 6	0,04078	-0,01591	0,1085	-0,03437	-0,01873	0,01917
Model 7	0,04078	-0,01591	0,1085	-0,03437	-0,01873	0,01917
Model 8	0,07924	-0,02871	0,2240	-0,06807	-0,04045	0,03939
Model 9	0,07959	-0,02853	0,2223	-0,06783	-0,03996	0,03942
Model 10	0,07959	-0,02853	0,2223	-0,06783	-0,03996	0,03942
Model 11	0,07984	-0,02862	0,2222	-0,06785	-0,04013	0,03928
Model 12	0,07984	-0,02862	0,2222	-0,06785	-0,04013	0,03928
Model 13	0,08011	-0,02873	0,2221	-0,06788	-0,04032	0,03913
Model 14	0,08011	-0,02873	0,2221	-0,06788	-0,04032	0,03913

4.2.3.4. 2. Premolar Dişin X, Y, Z Eksenlerinde Yer Değiştirmesi

Tüm modellerde x ekseninde 2. premolar dişin kron ucu palatinala, kök ucu bukkale hareket etmiş; y ekseninde 2. premolar dişin kron ucu distale kök ucu mesiale yer değiştirmiş; z ekseninde ise dişin kron ve kök ucu ekstrüze olmuştur (şekil 21, şekil 22).

2. premolar dişin kron ucu x ekseninde en fazla model 13 ve model 14'te 0,03276 mm; bu dişin kök ucu x ekseninde en fazla yine aynı modellerde -0,01713 mm olarak gözlenmiştir. 2. premolar dişin kron ucu x ekseninde en az model 1'de 0,01569 mm; kök ucu da model 1'de en az -0,008261 mm olarak hareket etmiştir.

2. premolar dişin kron ucu y ekseninde en fazla 2. gruptaki kuvvet kolu içeren tüm modellerde aynı miktarda 0,05342 mm olarak; kök ucu ise en fazla model 13, model 14'te -0,01882 mm hareket etmiştir. 2. premolar dişin kron ucu y ekseninde en az model 1'de 0,02625 mm; kök ucu da en az model 1'de -0,009738 mm yer değiştirmiştir.

2. premolar dişin kron ucu z ekseninde en fazla model 13, model 14'te -0,02100 mm; kök ucu ise z ekseninde en fazla model 2 ve model 3'te 0,003524 mm hareket etmiştir. 2. premolar dişin kron ucunun hareketi z ekseninde en az model 1'de -0,01081 mm'dir. Bu dişin kök ucunun z ekseninde en az hareketi model 1'de 0,000706 mm'dir (Tablo 9).

Tablo 9. 2. premolar diş hareket miktarı (mm)

Model	2. Premolar Diş Hareket Miktarı (Mm)					
	X		Y		Z	
	KRON UCU	KÖK UCU	KRON UCU	KÖK UCU	KRON UCU	KÖK UCU
Model 1	0,01569	-0,008261	0,02636	-0,009738	-0,01081	0,000706
Model 2	0,01676	-0,008638	0,02625	-0,01010	-0,01118	0,0007783
Model 3	0,01676	-0,008638	0,02625	-0,01010	-0,01118	0,0007783
Model 4	0,01686	-0,008683	0,02625	-0,01012	-0,01123	0,0007722
Model 5	0,01686	-0,008683	0,02625	-0,01012	-0,01123	0,0007725
Model 6	0,01696	-0,008730	0,02625	-0,01013	-0,01128	0,0007660
Model 7	0,01696	-0,008729	0,02625	-0,01013	-0,01128	0,0007663
Model 8	0,03108	-0,01682	0,05319	-0,01843	-0,02045	0,003420
Model 9	0,03256	-0,01704	0,05342	-0,01879	-0,02091	0,003532
Model 10	0,03256	-0,01704	0,05342	-0,01879	-0,02091	0,003532
Model 11	0,03266	-0,01708	0,05342	-0,01880	-0,02095	0,003528
Model 12	0,03266	-0,01708	0,05342	-0,01880	-0,02095	0,003528
Model 13	0,03276	-0,01713	0,05342	-0,01882	-0,02100	0,003524
Model 14	0,03276	-0,01713	0,05342	-0,01882	-0,02100	0,003524

4.2.3.5. 1. Molar Dişin X, Y, Z Eksenlerinde Yer Değiştirmesi

Tüm modellerde x ekseninde 1. molar dişin kronu distale kökü mesiale; y ekseninde kronu palatinale kökü bukkale; z ekseninde kron ve kök ucu intrüze olacak şekilde hareket etmiştir.

1. molar dişin kron ucu x ekseninde en fazla model 13, model 14'te 0,01104 mm; kök ucu x ekseninde en fazla yine model 13, model 14'te -0,006266 mm olarak hareket etmiştir. 1. molar dişin kron ucu hareketi x ekseninde en az model 1' de 0,004826 mm; 1. molar dişin kök ucu hareketi x ekseninde en az yine model 1'de -0,003255 mm'dir.

1. molar dişin kron ucu y ekseninde en fazla model 9, model 10, model 11, model 12'de 0,03446 mm olarak; kök ucu y ekseninde en fazla model 13, model 14' te -0,008991 mm olarak hareket etmiştir. 1. molar dişin kron ucunun hareketi y ekseninde en az model 4, model 5, model 6, model 7' de 0,01673 mm; 1. molar dişin kök ucunun hareketi y ekseninde en az model 1'de -0,004436 mm'dir. 1. molar dişin kron ucu z ekseninde en fazla model 8'de 0,002088 mm; kök ucu z ekseninde en fazla model 8'de 0,001641 mm olarak hareket etmiştir. 1. molar dişin kron ucu z ekseninden en az model 1'de 0,001039 mm; kök ucu z ekseninde en az model 6, model 7'de 0,0007491 mm hareket etmiştir (Tablo 10).

Tablo 10. 1. molar diş hareket miktarı (mm)

Modeller	1. Molar Diş Hareket Miktarı (mm)					
	X		Y		Z	
	KRON UCU	KÖK UCU	KRON UCU	KÖK UCU	KRON UCU	KÖK UCU
Model 1	0,004826	-0,003255	0,01692	-0,004436	0,001243	0,00936
Model 2	0,005400	-0,003280	0,01674	-0,004670	0,001073	0,0007811
Model 3	0,005400	-0,003280	0,01674	-0,004670	0,001073	0,0007811
Model 4	0,005435	-0,003294	0,01673	-0,004680	0,001056	0,0007652
Model 5	0,005435	-0,003294	0,01673	-0,004680	0,001056	0,0007653
Model 6	0,005472	-0,003309	0,01673	-0,004691	0,001039	0,0007491
Model 7	0,005472	-0,003309	0,01673	-0,004691	0,001039	0,0007491
Model 8	0,009944	-0,006454	0,03433	-0,008854	0,002088	0,001641
Model 9	0,01096	-0,006237	0,03446	-0,008970	0,001961	0,001517
Model 10	0,01096	-0,006237	0,03446	-0,008969	0,001961	0,001517
Model 11	0,01100	-0,006251	0,03446	-0,008980	0,001944	0,001501
Model 12	0,01100	-0,006251	0,03446	-0,008980	0,001944	0,001501
Model 13	0,01104	-0,006266	0,03445	-0,008991	0,001927	0,001484
Model 14	0,01104	-0,006266	0,03445	-0,008991	0,001927	0,001484

4.2.3.5. 2. Molar Dişin X, Y, Z Eksenlerinde Yer Değiştirmesi

Tüm modellerde 2. molar diş x ekseninde, kronu distale kökü mesiale; y ekseninde kronu palatinala kökü ise bukkale; z ekseninde ise kron ve kök ucu intrüze olacak şekilde hareket etmiştir.

2. molar dişin kron ucu x ekseninde en fazla model 8’de -0,0008816 mm olarak; kök ucu x ekseninde en fazla model 9, model 10’da 0,001328 mm olarak hareket etmiştir. 2. molar dişin kron ucunun hareketi x ekseninde en az model 6, model 7’de 0,0001090 mm olarak; kök ucunun hareketi x ekseninde en az aynı modellerde 0,0005034 mm olarak bulunmuştur.

2. molar dişin kron ucu y ekseninde en fazla 0,02568 mm model 9, model 10’da; kök ucu y ekseninde model 11, model 12, model 13, model 14’te -0,006620 mm olarak hareket etmiştir. 2. molar dişin kron ucunun hareketi y ekseninde en az model 6, model 7’de 0,01240 mm; kök ucu y ekseninde hareketi en az model 1’ de -0,003312 mm olarak bulunmuştur.

2. molar dişin kron ucu z ekseninde en fazla model 8’de 0,01951 mm; kök ucu z ekseninde en fazla model 9, model 10’da 0,01621 mm olarak hareket etmiştir. 2. molar dişin kron ucunun hareketi z ekseninde en az model 6, model 7’ de 0,009845mm; kök ucunun hareketi z ekseninde en az aynı modellerde 0,008219 mm kadardır (Tablo 11).

Tablo 11. 2. molar diş hareket miktarı (mm)

Model	2. Molar Diş Hareket Miktarı (mm)					
	X		Y		Z	
	KRON UCU	KÖK UCU	KRON UCU	KÖK UCU	KRON UCU	KÖK UCU
Model 1	-0,0005064	0,000747	0,01262	-0,003312	0,01004	0,008238
Model 2	-0,0001272	0,0005256	0,01242	-0,003462	0,009866	0,008225
Model 3	-0,0001272	0,0005256	0,01242	-0,003462	0,009866	0,008225
Model 4	-0,0001180	0,0005146	0,01241	-0,003462	0,009855	0,008222
Model 5	-0,0001180	0,0005145	0,01241	-0,003462	0,009855	0,008222
Model 6	-0,0001090	0,0005034	0,01240	-0,003463	0,009845	0,008219
Model 7	-0,0001090	0,0005034	0,01240	-0,003463	0,009845	0,008219
Model 8	-0,0008816	0,001272	0,02559	-0,006519	0,01951	0,01600
Model 9	-0,00002287	0,001328	0,02568	-0,006619	0,01944	0,01621
Model 10	-0,00002290	0,001328	0,02568	-0,006619	0,01944	0,01621
Model 11	-0,00001312	0,001318	0,02567	-0,006620	0,01942	0,01620
Model 12	-0,00001314	0,001318	0,02567	-0,006620	0,01942	0,01620
Model 13	-0,00003518	0,001307	0,02566	-0,006620	0,01941	0,01620
Model 14	-0,00003544	0,001307	0,02566	-0,006620	0,01941	0,01620

4.2.4. Kanin Dişteki Yer değişikliği Miktarlarının Yz, Xz, Xy Düzlemlerinde Karşılaştırılması

4.2.4.1. Kanin Dişteki Yer değişikliği Miktarını Yz Düzleminde Karşılaştırma

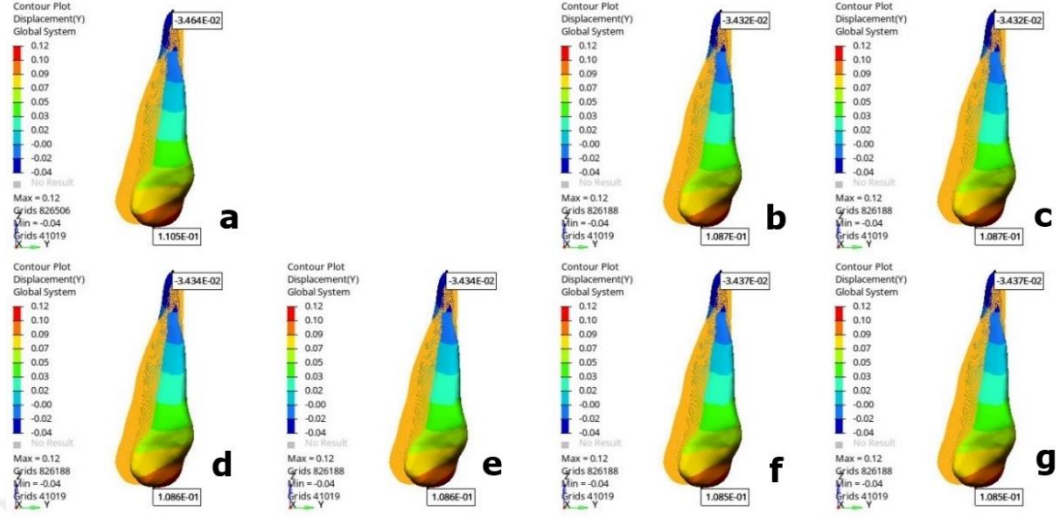
4.2.4.1.1 Yz düzleminde Y Ekseninde Kanin Diş Hareketi

Bütün modellerde kanin dişin kron ucu distale hareket etmiştir. Her grup kendi içinde karşılaştırıldığında 1. grupta model 1’de, 2. grupta model 8’de kanin kron ucu gruptaki diğer modellere göre distale fazla devrilmiştir. Kuvvet kolu uzunluğu arttıkça kanin kronun distale devrilme hareketi azalmıştır.

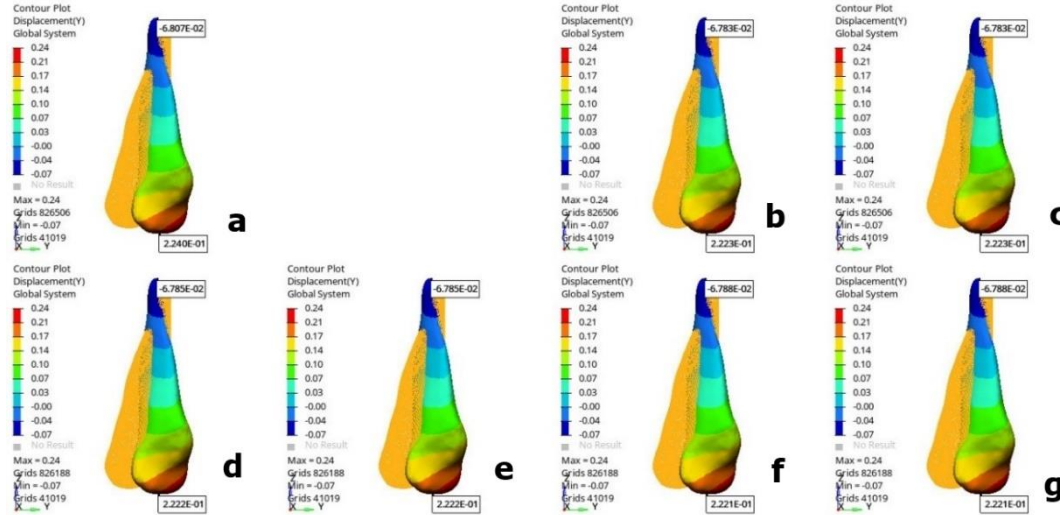
Kanin dişin kron tepe noktası en fazla 1. grupta model 1’de 0,1105 mm distale hareket etmiştir. En az kron ucu hareketi model 6 ve model 7’de 0,1085 mm’dir. 1. gruptaki tüm modellerde kök ucu mesiale hareket etmiştir. En fazla kök ucu hareketi -0,03464 mm ile model 1’de gözlenmiştir. En az mesiale kök ucu hareketi model 2 ve model 3’te -0,03432 mm olmuştur (Şekil 23).

Kanin dişin kron tepe noktası 2. grupta model 8’de 0,224 mm distale hareket etmiştir. Dişin kronun en az distale hareketi model 13 ve 14’te 0,221mm gözlenmiştir. 2. gruptaki modellerde de 1. gruptaki modellere benzer olarak kök ucu mesiale hareket etmiştir. En fazla

kök ucu hareketi $-0,06807$ mm ile model 8’dedir. En az kök hareketi ise $-0,06783$ ile model 9 ve model 10’dadır (Şekil 24).



Şekil 23. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin yz düzleminde y ekseninde yer değiştirmesi (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)



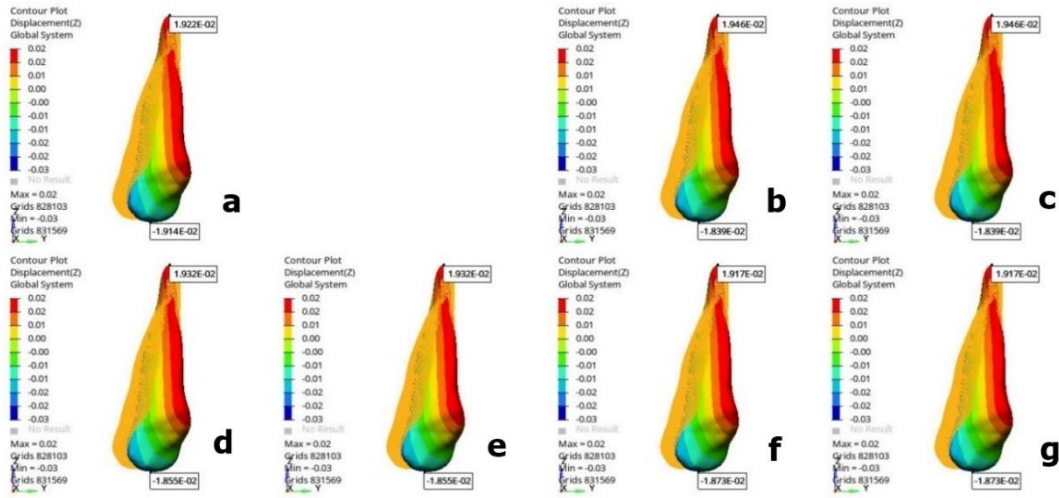
Şekil 24. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin yz düzleminde y ekseninde yer değiştirmesi (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

4.2.4.1.2.Yz Düzleminde Z Ekseninde Kanin Diş Hareketi

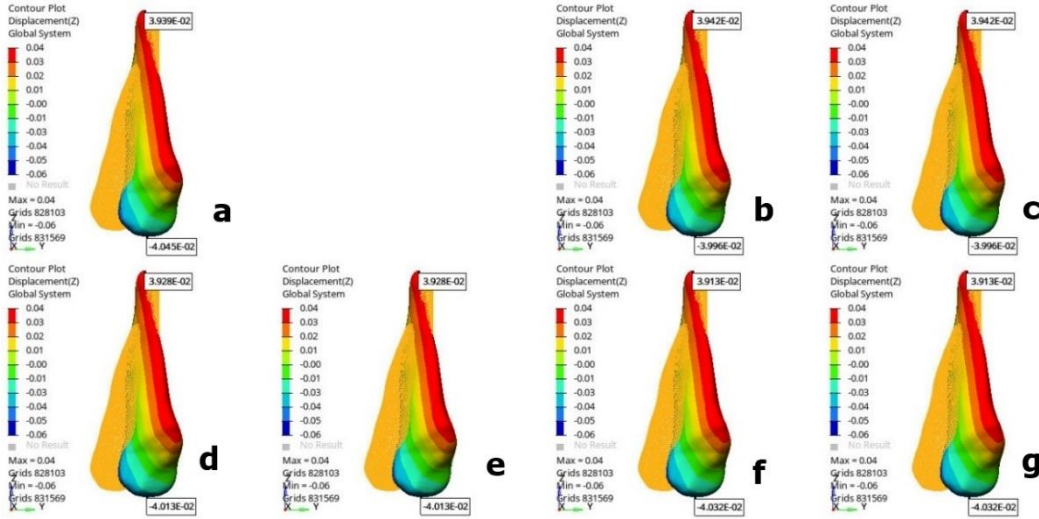
Tüm modellerde yz düzleminde z ekseninde kanin dişin tepe noktası ekstrüze ve kök uç noktası intrüze olmuştur. Her grup kendi içinde karşılaştırıldığında 1. grupta model 1’de, 2. grupta model 8’de kron ucu ekstrüzyonu gruptaki diğer modellere göre daha fazladır. Kuvvet kolu uzunluğunun artmasıyla kanin dişin kron ucu daha ekstrüze; kök ucu ise daha intrüze olmuştur.

Kanın diş kron tepe noktasının en fazla hareketi 1. grupta model 1'dedir. Model 1'de kanin kron ucu -0,0914 mm ekstrüze olmuştur. Model 1'den sonra en fazla kron ucu ekstrüzyonu -0,01873 mm miktarla model 6, model 7'dedir. En az kron ucu hareketi model 2, model 3'te -0,01839 ile gözlenir. En az kök ucu hareketi 0,01917 mm ile model 6, model 7'dedir. En fazla kök ucu hareketi 0,01946 mm ile model 2, model 3'tedir (şekil 25).

2. grupta kanin dişin kron tepe noktası en az -0,03996 mm model 9, model 10'da ekstrüzyona; kanin dişin kök ucu ise en az 0,03913 mm olarak model 13, model 14'te intrüzyona uğramıştır. Kanin dişin kron tepe noktası en fazla -0,04045 mm model 1'de ekstrüze; kanin dişin kök uç noktası ise en fazla 0,03942 mm model 2 ve model 3'te intrüze olmuştur (şekil 26).



şekil 25. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin yz düzleminde z ekseninde yer değiştirmesi (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)



Şekil 26. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin yz düzleminde z ekseninde yer değiştirmesi (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

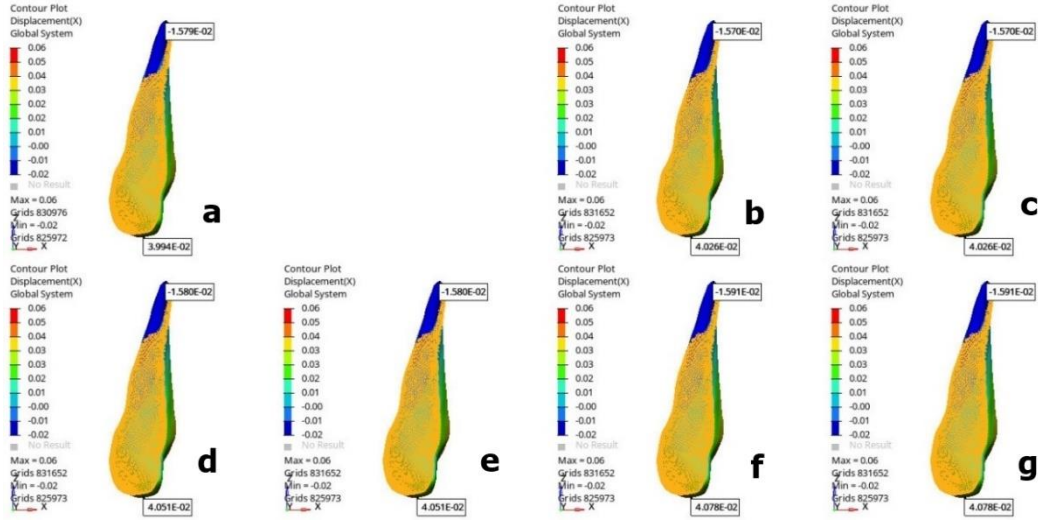
4.2.4.2. Xz Düzleminde Kanin Diş Hareketini İncelenmesi

4.2.4.2.1 Xz düzleminde X yönünde Kanin Diş Hareketini İncelenmesi

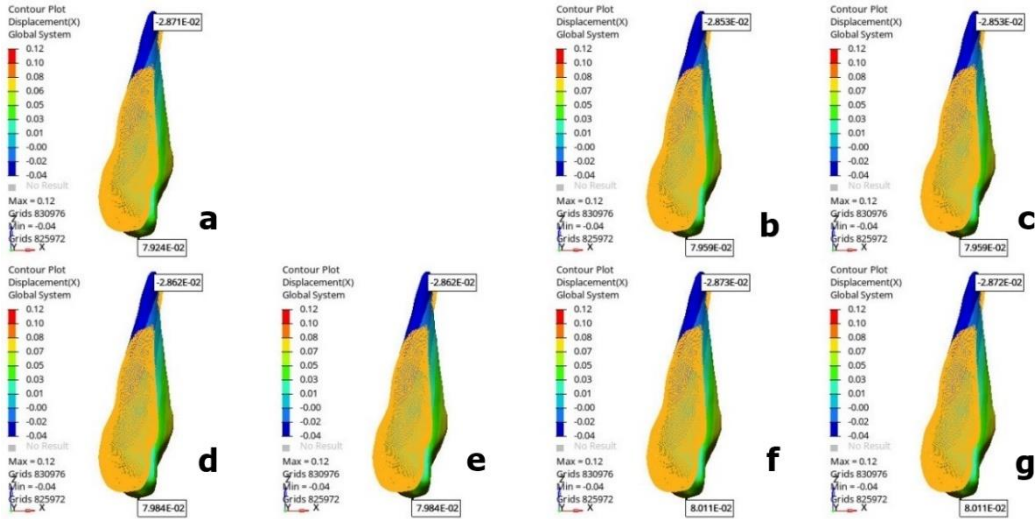
Tüm modellerde xz düzleminde x yönünde kanin kron tepe noktası palatinala, kanin kök ucu ise bukkale hareket etmiştir. Her grup kendi içinde karşılaştırıldığında 1.grupta model 1’de, 2. grupta model 8’de kanin kron ucu palatinala devrilmesi gruptaki diğer modellere göre daha azdır. Kuvvet kolu uzunluğu arttıkça kanin kronun palatinala devrilmesi artmıştır. Bukkale kökün en az hareketi 12 mm kuvvet kolu içeren modellerde gözlenmiş, bu modellerde lingual kök torku en fazla korunmuştur. KFGK, PÇ kuvvet kollarının eşit uzunluklarında xz düzleminde x yönünde kanin dişinin yer değiştirmesi değerlendirildiğinde benzer diş hareketi gerçekleştiği görülmüştür.

Kanin kron tepe noktası en fazla 1. grupta model 6, model 7’de 0,04078 mm palatinala hareket etmiştir. Kanin kron tepe noktası hareketi en az 1. grupta model 1’de 0,03994 mm kadardır. Kanin kök ucu hareketi en fazla -0,01591 mm ile model 6, model 7’de gözlenmiştir. Kök ucunun bukkale hareketi en az model 2, model 3’te -0,01570 mm olmuştur (Şekil 27).

Kanin kron tepe noktası 2. grupta model 13 ve model 14’te 0,08011 mm palatinala hareket etmiştir. Palatinala kanin kron hareketi en az model 8’ de 0,07924 mm’dır. Kök ucu hareketi en fazla -0,02873 mm ile model 13 ve model 14’tedir. Kök ucu hareketi ise en az -0,02853 ile model 9, model 10’ dadır (Şekil 28). Aynı uzunluktaki KFGK ile PÇ kuvvet koluna sahip modellerde benzer kanin diş hareketleri vardır.



Şekil 27. 0,1mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xz düzleminde x ekseninde yer değiştirmesi (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)



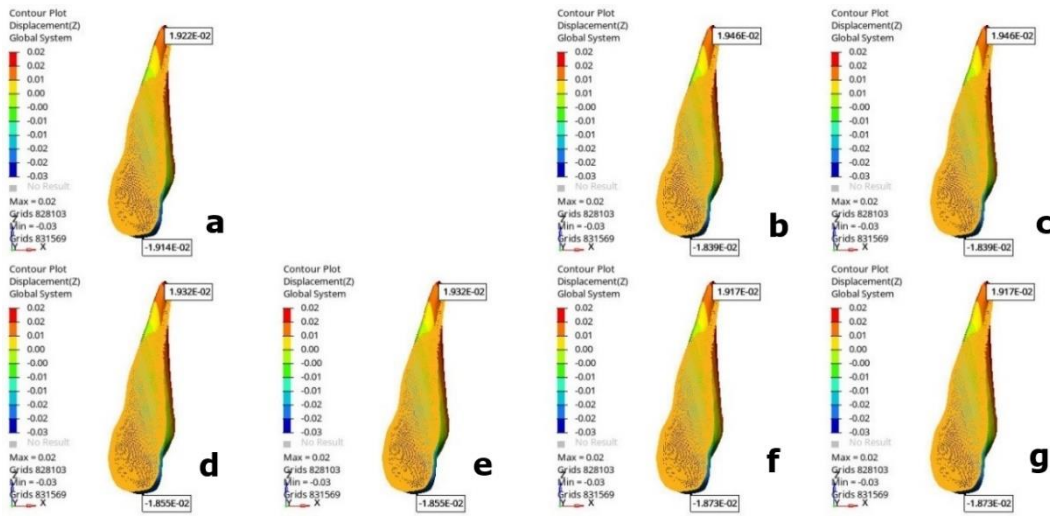
Şekil 28. 0,2mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xz düzleminde x ekseninde yer değiştirmesi (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

4.2.4.2.2. Xz Düzleminde Z Yönünde Kanin Diş Hareketinin Değerlendirilmesi

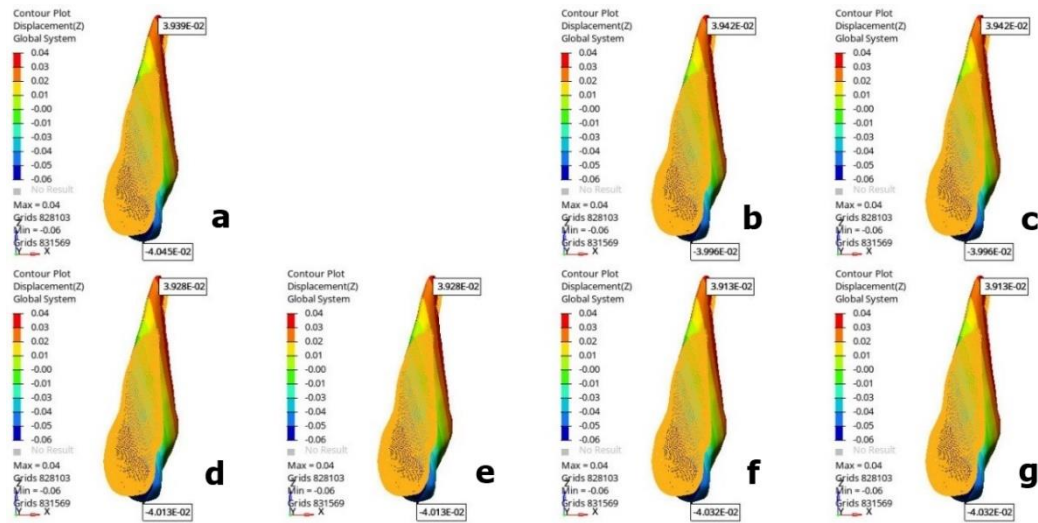
Tüm modeller xz düzleminde z yönünde değerlendirildiğinde kanin kron tepe noktası ekstrüze, kanin dişin kök ucu ise intrüze olmuştur. Her grup kendi içinde karşılaştırıldığında 1.grupta model 1’de, 2. grupta model 8’de gruptaki diğer modellere göre kanin kron ucu daha fazla ekstrüze olmuştur. Kuvvet kolu uzunluğu arttıkça kanin kronunun ekstrüzyonu da artmıştır. Kanin kök ucunun intrüzyonu en az, 12 mm kuvvet kolu içeren modelde görülmüştür. Kuvvet kolunun KFGK veya PÇ yapısında olması, xz düzleminde z yönündeki kanin diş hareketinde bir değişikliğe neden olmamıştır.

Kanın dişin kron tepe noktası en fazla 1. grupta model 1’de -0,01914 mm ekstrüze olmuştur. Kanın kron tepe noktasının ekstrüzyonu en az 1. grupta model 2, model 3’te -0,01839 mm’dır. Kök ucu intrüzyonu en fazla 0,01946 mm ile model 2, model 3’te gözlenmiştir. Kök ucu intrüzyonu en az model 6, model 7’de 0,01917 mm bulunmuştur (şekil 29).

Kanın dişin kron tepe noktası 2. grupta model 8’de -0,04045 mm ekstrüze olmuştur. Dişin kronun ekstrüzyonu en az model 9 ve model 10’da -0,03996 mm kadardır. Kök ucunun intrüzyonu en fazla 0,03942 mm ile model 9, model 10’dadır. Kök intrüzyonu ise en az -0,03913 ile model 13, model 14’tedir (şekil 30).



şekil 29. 0,1mm şeffaf plak aktivasyonunda kanın dişin xz düzleminde z ekseninde yer değiştirmesi (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)



şekil 30. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanın dişin xz düzleminde z ekseninde yer değiştirmesi (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

4.2.4.3. Xy Düzleminde Kanin Diş Hareketinin Değerlendirilmesi

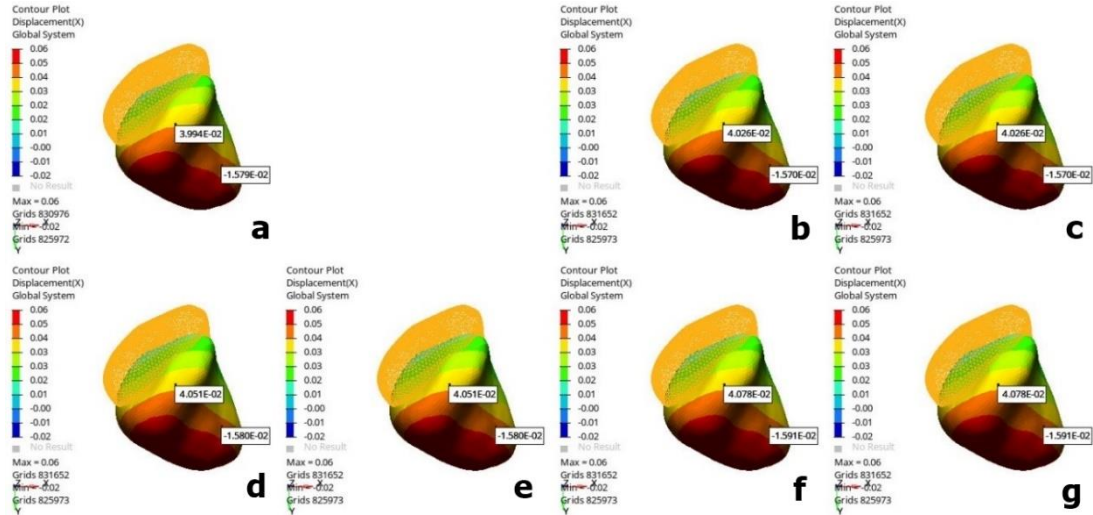
4.2.4.3.1. Xy Düzleminde X Eksen Yönünde Kanin Diş Hareketinin Değerlendirilmesi

Tüm modeller xy düzleminde x yönünde değerlendirildiğinde kanin kron ucu palatinala, kök ucu ise bukkale hareket etmiştir. Her grup kendi içinde karşılaştırıldığında 1. grupta model 1’de, 2. grupta model 8’de gruptaki diğer modellere göre kanin kron ucu palatinala en az devrilmiştir. Kuvvet kolu uzunluğu arttıkça kanin kronun palatinala devrilme hareketi artmıştır.

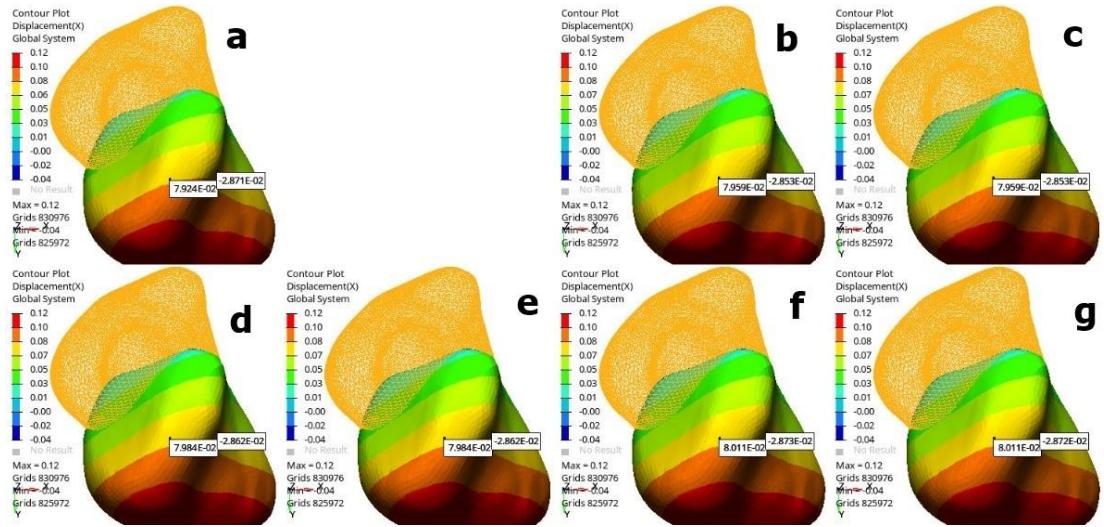
Kökün bukkale hareketi 12 mm kuvvet kolu içeren modellerde en az olup bu modellerde lingual kök torku en fazla korunmuştur.

Kanin dişin kron tepe noktası en fazla 1. grupta model 6, model 7’de 0,04078 mm; en az 1. grupta model 1’de 0,03994 mm’dir. Kök hareketi en fazla -0,01591 mm ile model 6, model 7’de gözlenmiştir. Bukkale kök ucu hareketi ise en az model 2, model 3’te -0,01570 mm olmuştur (Şekil 31).

Kanin dişin kron tepe noktası 2. grupta model 13, model 14’te 0,08011 mm palatinala hareket etmiştir. Dişin kronun palatinala hareketi en az model 8’de görünen 0,07924 mm’dir. Kök ucu hareketi en fazla -0,02873 mm ile model 13, model 14’tedir. En az kök hareketi ise -0,02853 ile model 9, model 10’dadır (Şekil 32).



Şekil 31. 0,1mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xy düzleminde x ekseninde yer değiştirmesi (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)



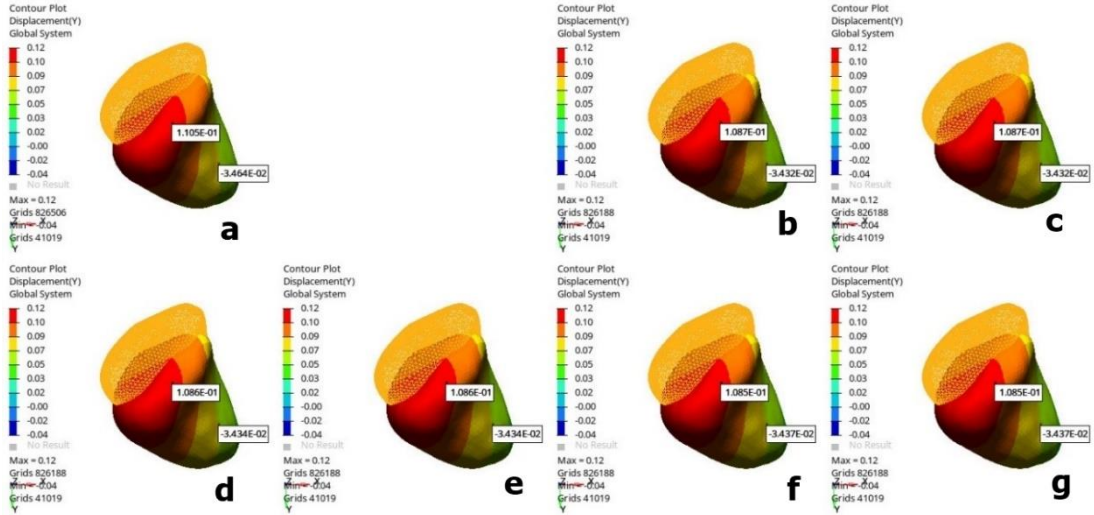
Şekil 32. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xy düzleminde x ekseninde yer değiştirmesi (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

4.2.4.3.2. Xy Düzleminde Y Eksen Yönünde Değerlendirme

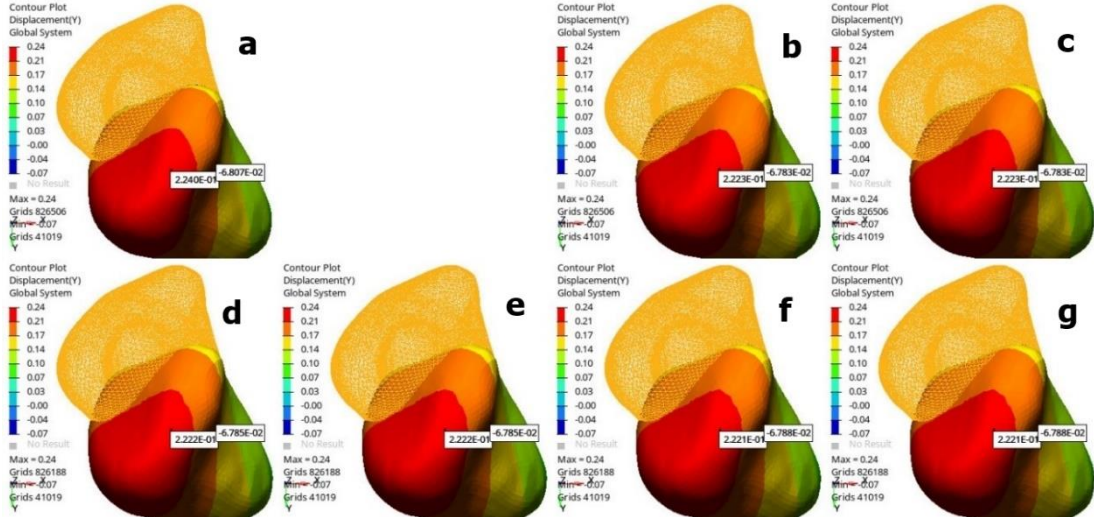
Tüm modellerde kanin kron ucu distale hareket etmiştir. Her grup kendi içinde karşılaştırıldığında 1. grupta model 1’de, 2. grupta model 8’de gruptaki diğer modellere göre kanin kron ucu daha çok distale devrilmiştir. Kuvvet kolu uzunluğu arttıkça kanin kronun distale devrilme hareketi azalmıştır.

Kanin dişin kron tepe noktası en fazla 1. grupta model 1’de 0,1105 mm distale hareket etmiştir. Kron tepe noktası en az model 6, model 7’de 0,1085 mm’dir. 1. gruptaki tüm modellerde kök ucu mesiale hareket etmiştir. Kök ucu hareketi en fazla -0,03464 mm ile model 1’de gözlenmiştir. En az mesiale kök ucu hareketi model 2, model 3’te -0,03432 mm olmuştur (Şekil 33).

Kanin kron tepe noktası 2. grupta en fazla model 8’de 0,224 mm distale hareket etmiştir. Dişin kronun en az distale hareketi model 13, model 14’te görünen 0,221mm’dir. 2. gruptaki modellerde de kök ucu mesiale hareket etmiştir. Kök ucu hareketi en fazla -0,06807 mm ile model 8’de; en az ise -0,06783 ile model 9, model 10’ dadir (Şekil 34).



Şekil 33. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xy düzleminde y ekseninde yer değiştirmesi (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)



Şekil 34. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kanin dişin xy düzleminde y ekseninde yer değiştirmesi (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

4.3. Şeffaf Plagın Yer Değiştirme ve Stres Değerinin Karşılaştırılması

4.3.1. Şeffaf Plakta Yer Değiştirme

Tüm modellerde kanin dişin disto-palatal bölgesiyle çekimli 4 numaralı dişin mesio-palatal bölgesi arasını kaplayan şeffaf plak, en fazla yer değiştirmeye x ekseninde uğramıştır. Bu bölgede palatal yönde yer değişikliği gözlenmiştir. Çekim bölgesini kaplayan plagın bukko-gingival bölgesinde bukkal yönde yer değişikliği meydana gelmiştir. Plakta kanin diştan 2. molarla doğru azalacak şekilde palatinala, ön keser dişlerinin labial bölgesini kaplayan plakta ise distal yöne yer değiştirme gözlenmiştir (Şekil 35, Şekil 36).

Tüm modellerde, y ekseninde plakta en fazla yer değiştirme kanin diş bölgesindedir. Kanin dişin distobukkal bölgesine gelen şeffaf plak en fazla yer değiştirmeye y ekseninde uğramıştır. Bu bölgede distal yönde deformasyon gözlenmiştir. Çekimi olan 1.premolar bölgeyi kaplayan plağın daha çok mesiali, kanin diş komşu lateral dişin de daha çok distalin de yer değiştirme fazladır. Plakta kanin diştten 2. molara doğru azalacak şekilde distal yönde, kanin diştten santral diş doğru palatal yönde, santral dişin mesialine yakın bölgede ise bukkal yönde yer değiştirme vardır (Şekil 37, Şekil 38).

Tüm modellerde şeffaf plakta z ekseninde en fazla yer değiştirme çekim boşluğunu kaplayan plağın bukkal yüzeyinin diş etine yakın kenarında gözlenir. Bu bölgedeki plak intrüzyona uğramıştır. Kanin dişin disto-palatal bölgesini kaplayan plak ve 7 nolu dişin distal yüzeyini örten plakta da intrüzyon gözlenmiştir. 2. premolar, 1. premolar, kanin, lateral, santral dişlerin bukkal yüzeyini kaplayan plakta ekstrüzyon gözlenmiştir (Şekil 37, Şekil 38).

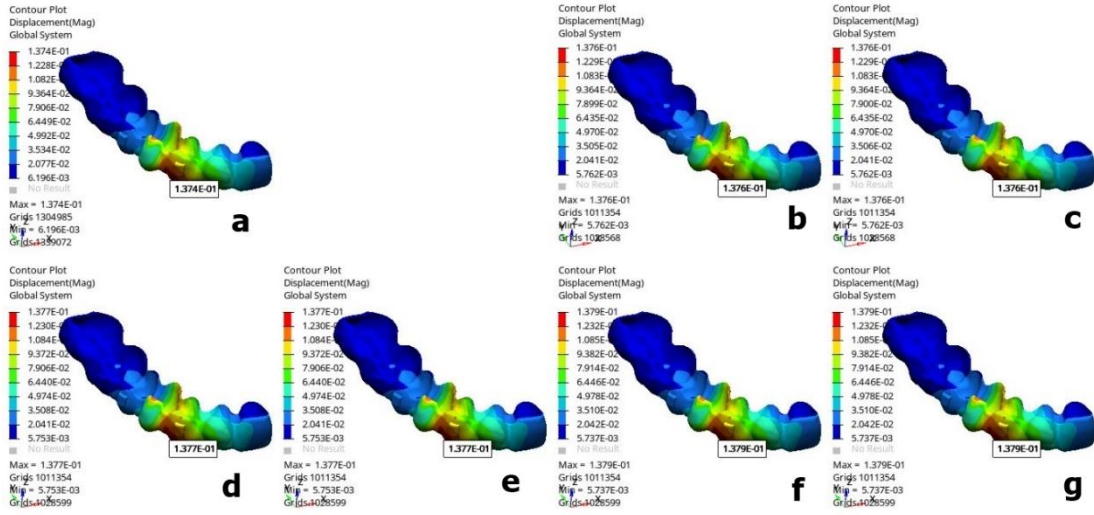
Şeffaf plakta en fazla total yer değiştirme 1. grupta 0,1379 mm ile model 6 ve model 7’de; en az total yer değiştirme 0,1374 mm ile model 1’de bulunmuştur. 2. grupta en fazla total yer değiştirme 0,2753mm ile model 13’te, en az total yer değiştirme 0,2745 mm ile model 8’de bulunmuştur (Tablo 12).

Şeffaf plak aktivasyonu ile kanin distalizasyon kuvvetine ek olarak kuvvet koluyla da distal kuvvetin uygulandığı modellerde plaktaki toplam yer değiştirme daha fazla bulunmuştur. Kuvvet kolunun uzunluğu artıkça plaktaki toplam yer değiştirme miktarı artmıştır.

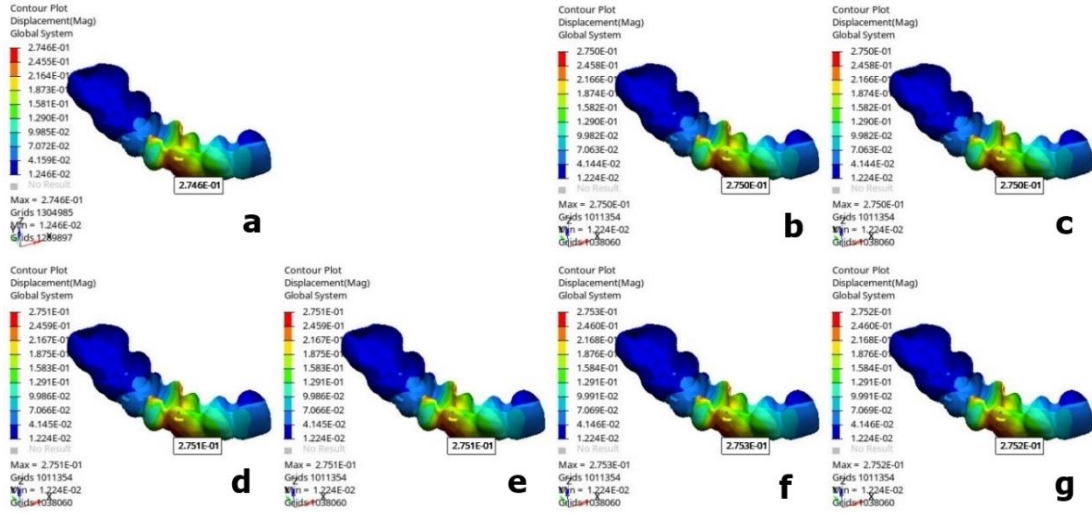
Kanin dişin disto-palatal bölgesiyle çekimli 1. premolar dişin mesio-palatinal bölgesi arasını kaplayan şeffaf plak x ekseninde palatinal yönde en fazla yer değiştirmeye uğramıştır. Kuvvet koluyla ek kuvvet uygulanması ya da kuvvet kolu uzunluğundaki artış bu bölgedeki yer değiştirme miktarını arttırmıştır.

Kanin dişin disto-bukkal bölgesine gelen şeffaf plak y ekseninde distal yönde yer değiştirmeye uğramıştır. İlk grupta kuvvet koluyla ek kuvvet uygulanması ya da kuvvet kolu uzunluğundaki artış bu bölgedeki yer değiştirmeye minimal etki yapmış ve plaktaki yer değiştirmeyi azaltmıştır. 2. grupta ise şeffaf plaktaki yer değişikliği, kuvvet kolu uygulanan tüm modellerde kuvvet kolu uzunluğundan bağımsız olarak aynı miktardadır.

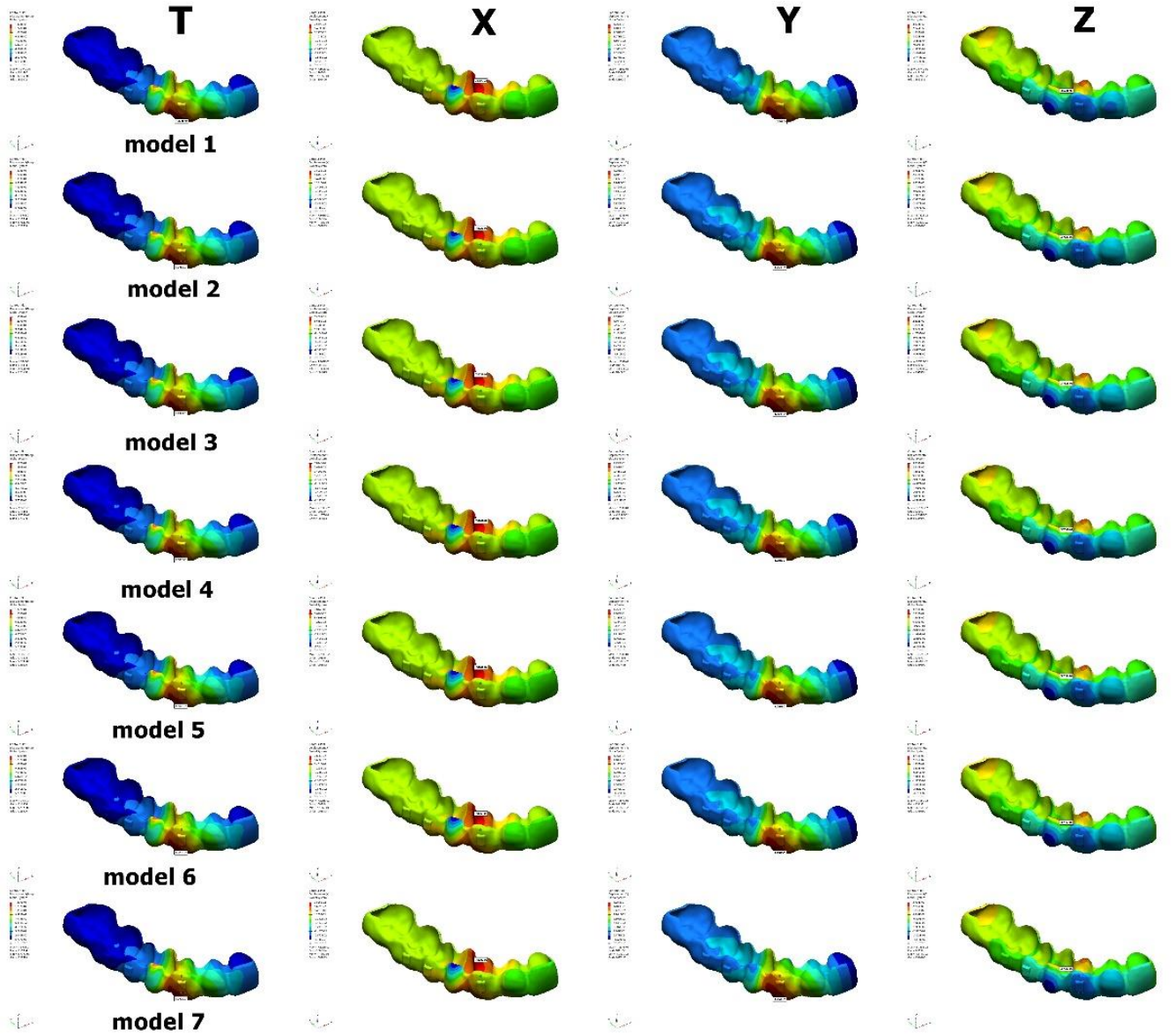
Tüm modellerde şeffaf plakta z ekseninde en fazla yer değiştirme çekim boşluğunu kaplayan plağın bukkal yüzeyinin diş etine yakın kenarında gözlenmiştir. Kuvvet kolunun uzunluğu artıkça bu bölgedeki intrüzyon miktarı azalmıştır.



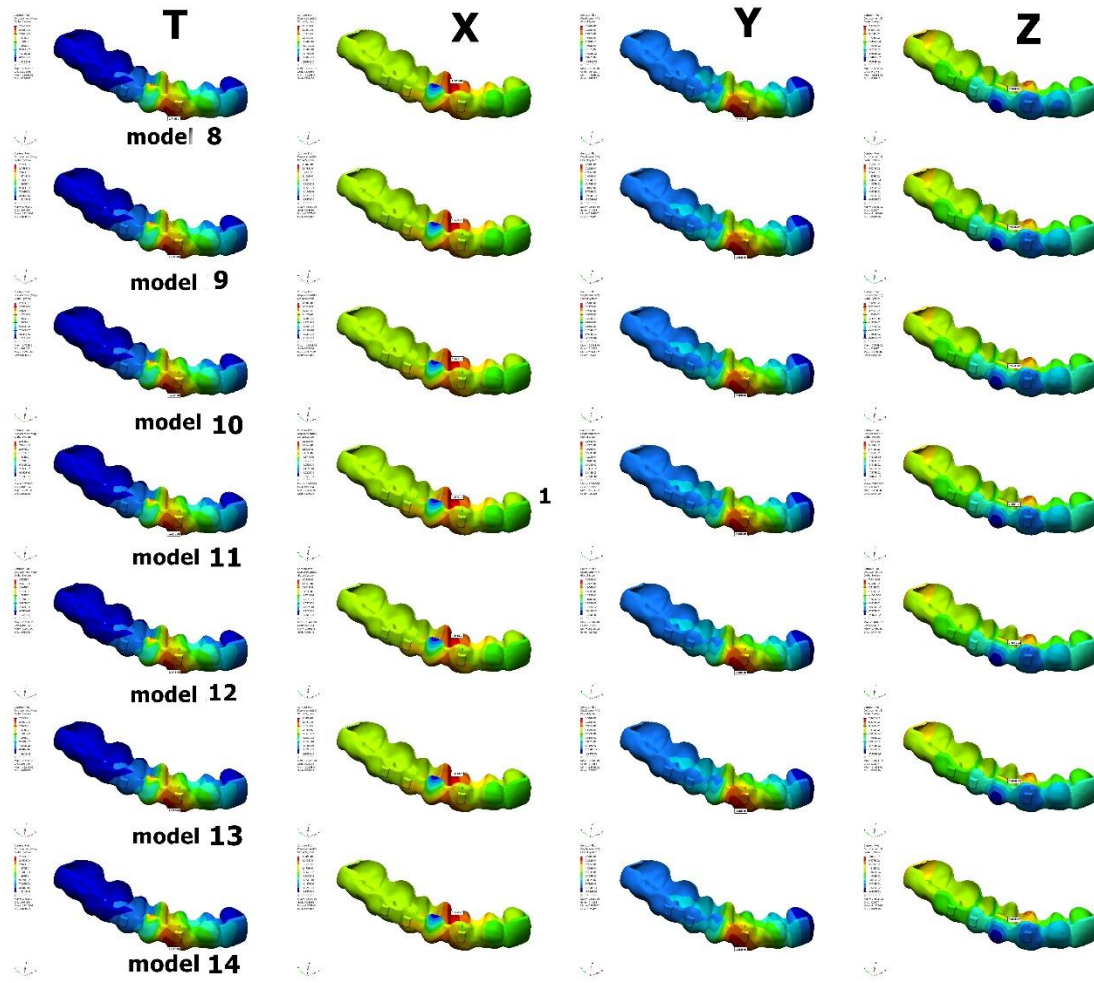
Şekil 35. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda şeffaf plakta yer değişikliği (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)



Şekil 36. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda şeffaf plakta yer değişikliği (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)



Şekil 37. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda şeffaf plakta toplam, x, y ve z eksenlerinde yer değiştirme



Şekil 38. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda 2. grup modelde toplam, x, y ve z eksenlerinde yer değiştirme

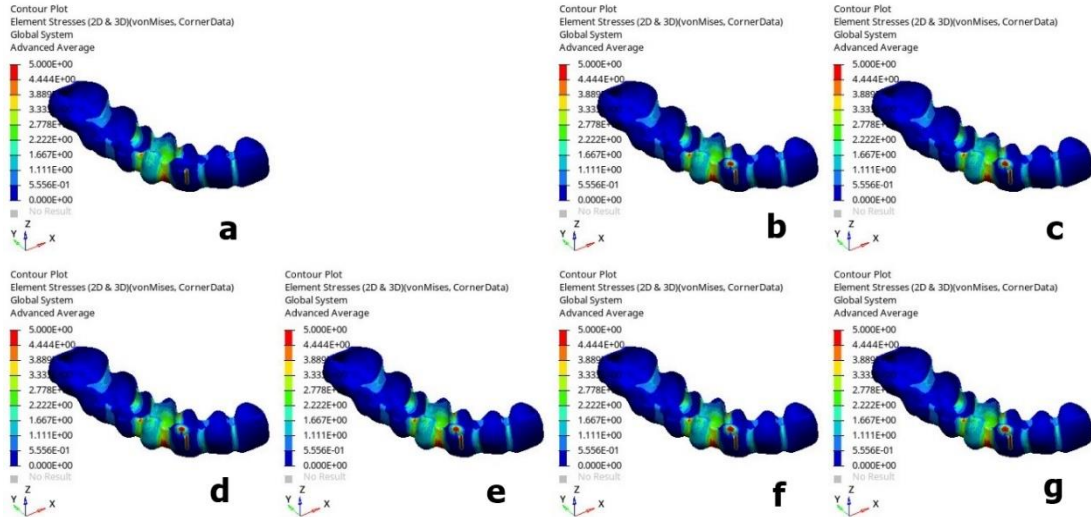
Tablo 12. Şeffaf Plakta Toplam ve X, Y, Z Yönlerindeki Yer Değiştirme (mm)

Şeffaf Plakın Toplam ve X,Y,Z Yönlerindeki Yer Değiştirmesi (mm)				
	T	X	Y	Z
Model 1	0,1374	0,07569	0,126	0,03674
Model 2	0,1376	0,07803	0,1258	0,03782
Model 3	0,1376	0,07803	0,1258	0,03782
Model 4	0,1377	0,07814	0,1258	0,03759
Model 5	0,1377	0,07814	0,1258	0,03759
Model 6	0,1379	0,07826	0,1257	0,03735
Model 7	0,1379	0,07826	0,1257	0,03735
Model 8	0,2746	0,1512	0,252	0,07336
Model 9	0,275	0,1546	0,2518	0,07506
Model 10	0,275	0,1546	0,2518	0,07506
Model 11	0,2751	0,1548	0,2518	0,07484
Model 12	0,2751	0,1548	0,2518	0,07484
Model 13	0,2753	0,1549	0,2518	0,0746
Model 14	0,2753	0,1549	0,2518	0,0746

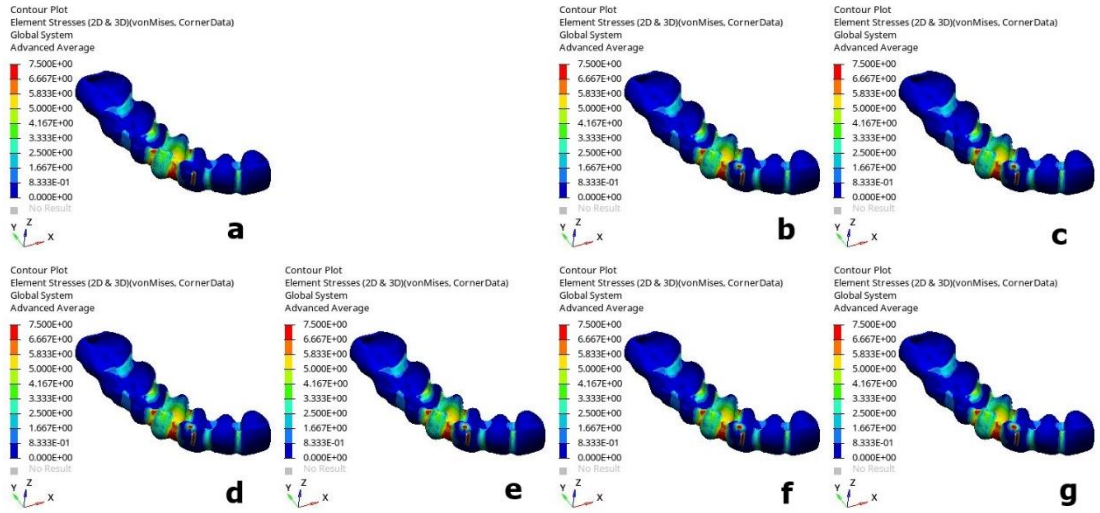
4.3.2. Şeffaf Plakta Von Mises Stres

Şeffaf plağın 0,1 mm aktivasyonla kanin dişin distalize edildiği 1. grupta en yoğun Von Mises stres kanin dişin vertikal ataşmanın mesialinde gözlenmiştir. Plağın çekimli 1. premolar dişin 2. premolar ve kanin dişe bakan yüzeyinde, çekimli diş bölgesini örten plağın diğer diş yüzeylerine göre Von Mises stres daha fazladır. Kuvvet koluyla ek kuvvet uygulanması ya da kuvvet kolu uzunluğundaki artış, kanin dişin bukkal kole kısmına gelen plak bölgesinde daha geniş ve yoğun stres alanı oluşturmuştur (Şekil 39).

Şeffaf plağın 0,2 mm aktivasyonla kanin distalizasyonu olan 2. grupta ilk gruptan farklı olarak çekim yerini kapatan plağın 2. premolar, kanin dişe bakan yüzeyinde yoğun stres alanının genişliğinin arttığı gözlenmiştir. Kuvvet kolu içeren modellerde, kanin dişin bukkal kole kısmına gelen plak bölgesinde 1. gruba göre daha küçük alanda daha yoğun stres alanı oluşmuştur (Şekil 40).



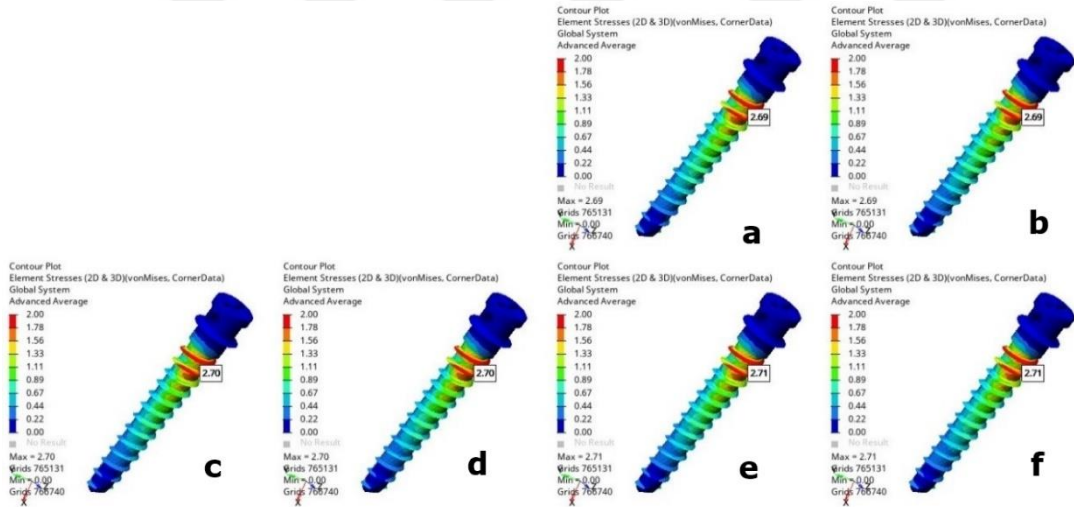
Şekil 39. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda şeffaf plakta Von Mises stres değerleri (a: model 1,b: model 2,c: model 3,d: model 4,e: model 5,f: model 6,g: model 7)



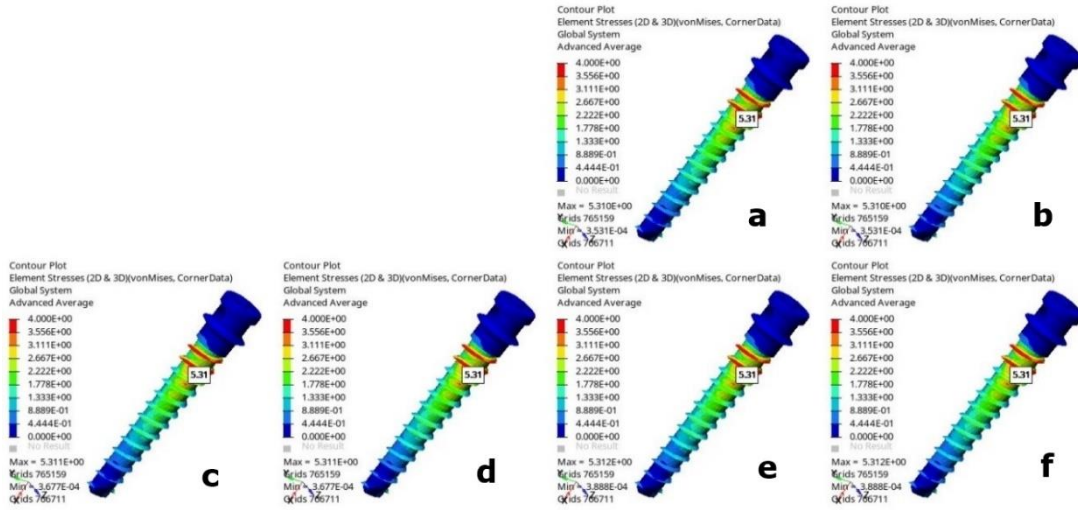
Şekil 40. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda şeffaf plakta Von Mises stres değerleri (a: model 8,b: model 9,c: model 10,d: model 11,e: model 12,f: model 13,g: model 14)

4.4. Mini Vida Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Mini vida da en fazla stres 1. grupta model 6 ve model 7’de 2,71 MPa, en az stres model 2 ve model 3’te 2,69 MPa bulunmuştur (Tablo 13). Mini vidada stres 2. grupta tüm modellerde 5,31 MPa’dır. Mini vida boyun bölgesine yakın 1. ve 2. vida yivinde stresin yoğunlaştığı görülmüştür (Şekil 41,Şekil 42).



Şekil 41. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vidada Von Mises stres değerleri (a: model 2,b: model 3,c: model 4,d: model 5,e: model 6,f: model 7)



Şekil 42. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vidada Von Mises stres değerleri (a: model 9,b: model 10,c: model 11,d:model 12,e: model 13,f: model 14)

Tablo 13. Mini vidada Von Mises Stres

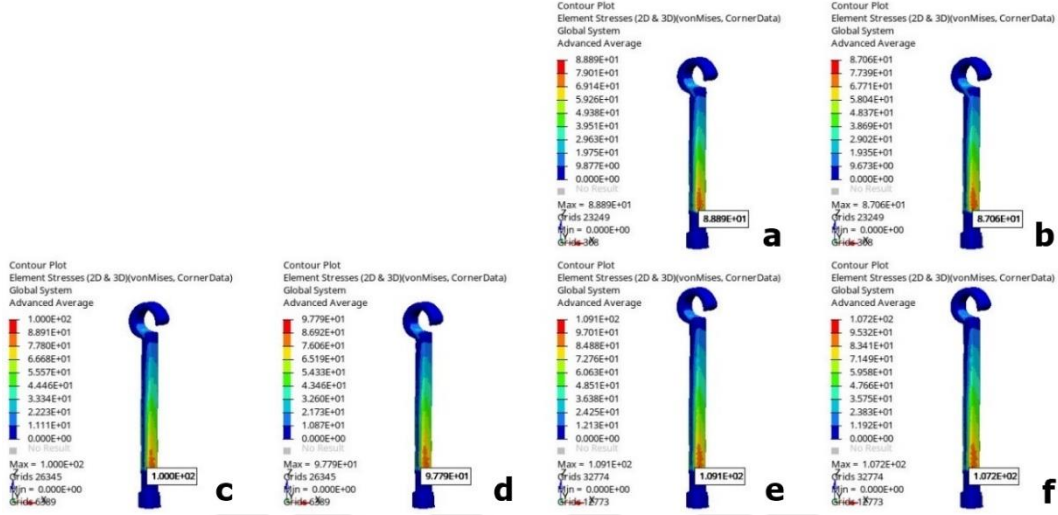
Modeller	Von Mises Stres (MPa)
	Maks.
Model 1	-
Model 2	2,69
Model 3	2,69
Model 4	2,70
Model 5	2,70
Model 6	2,71
Model 7	2,71
Model 8	-
Model 9	5,31
Model 10	5,31
Model 11	5,31
Model 12	5,31
Model 13	5,31
Model 14	5,31

4.5. Modellerde Kuvvet Kollarının Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

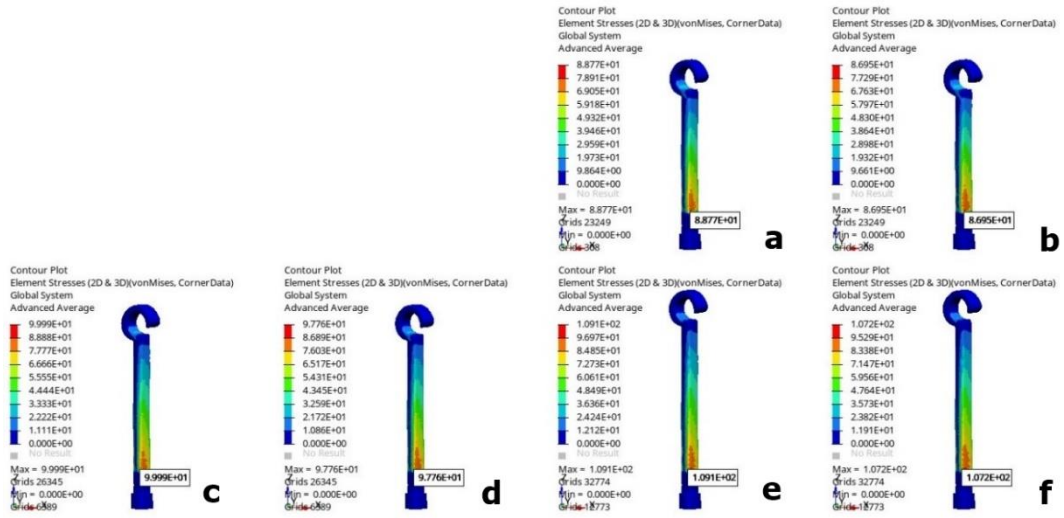
1. grupta en az stres model 3'te 87,06 MPa değerindedir. Aynı uzunlukta fakat PÇ kuvvet koluna sahip model 2'de Von Mises stres 88,06 MPa'dır (Tablo 14). En fazla stres model 6'da 109,1 MPa olarak gözlenmiştir. Her modelde uzunluk artıca kuvvet kolundaki stres artmıştır. Aynı uzunluktaki kuvvet kolları materyal açısından karşılaştırıldığında, PÇ kuvvet kolundaki stres KFGK kuvvet kolundan daha fazla bulunmuştur (Şekil 43,Şekil 44).

2. grupta en az stres model 10'da 86,95 MPa değerindedir. Aynı uzunlukta fakat PÇ kuvvet koluna sahip model 9'da Von Mises stres 88,77 MPa'dır. En fazla stres model 13'te

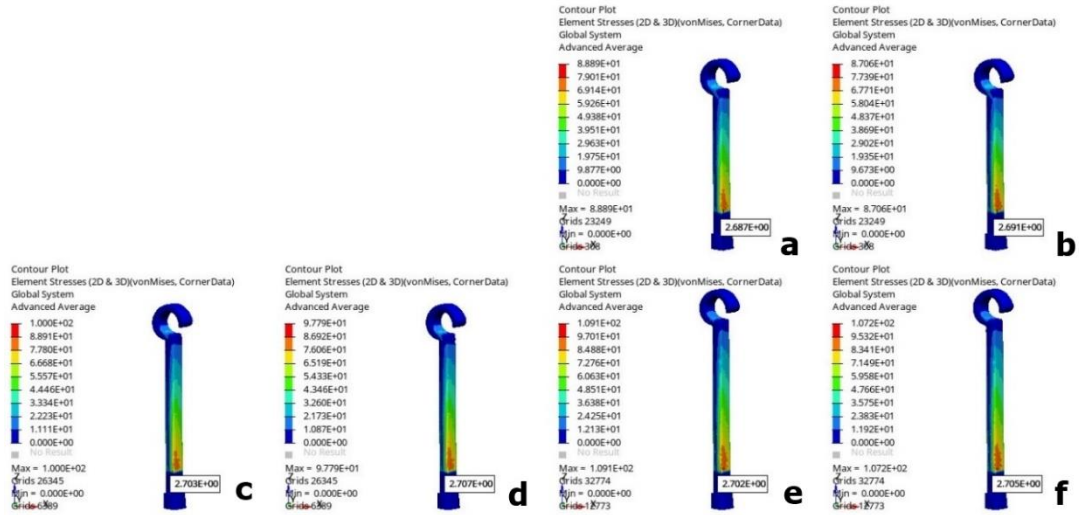
109,1 MPa olarak gözlenmiştir. Her modelde uzunluk artıkcı kuvvet kolundaki stres artmıştır. Aynı uzunluktaki kuvvet kolları materyal açısından karşılaştırıldığında, P kuvvet kolundaki stres KFGK kuvvet kolundan daha fazla bulunmuştur. Stresin en yoğun olduğu yer KFGK kuvvet kolunda, P kuvvet koluna göre daha diş etine yakın lokalizasyonda bulunmuştur (şekil.45, 46).



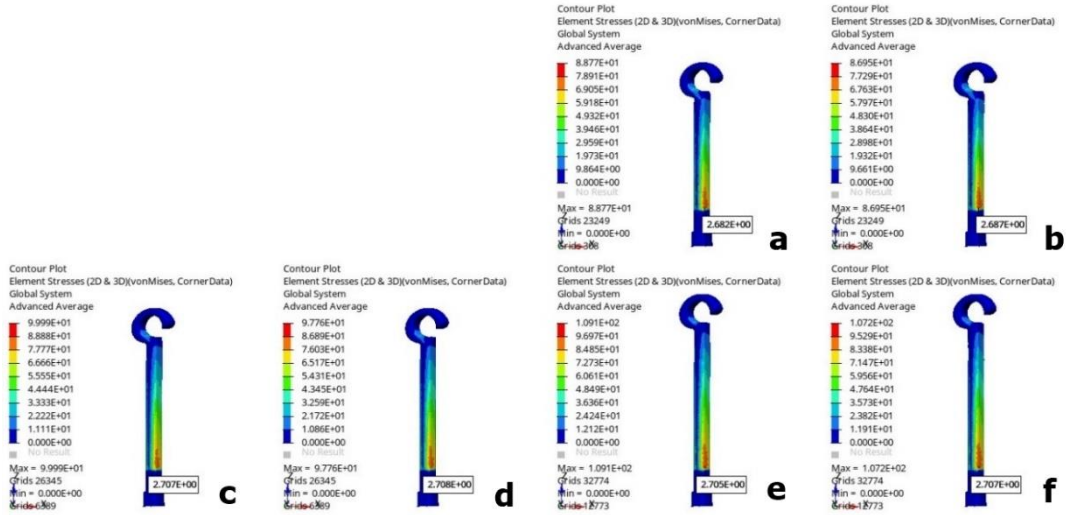
şekil 43. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda kuvvet kolundaki Von Mises stres değerleri (a: model 2,b: model 3,c: model 4,d: model 5,e: model 6,f: model 7)



şekil 44. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kuvvet kolundaki Von Mises stres değerleri (a: model 9, b: model 10, c: model 11, d: model 12, e: model 13, f: model 14)



Şekil 45. 0,1mm şeffaf plak aktivasyonunda kuvvet kolunda en yoğun Von Mises stresin apikalden uzaklığı (a: model 2, b: model 3, c: model 4, d: model 5, e: model 6, f: model 7)



Şekil 46. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda kuvvet kolunda en yoğun Von Mises stresin apikalden uzaklığı (a: model 9, b: model 10, c: model 11, d: model 12, e: model 13, f: model 14)

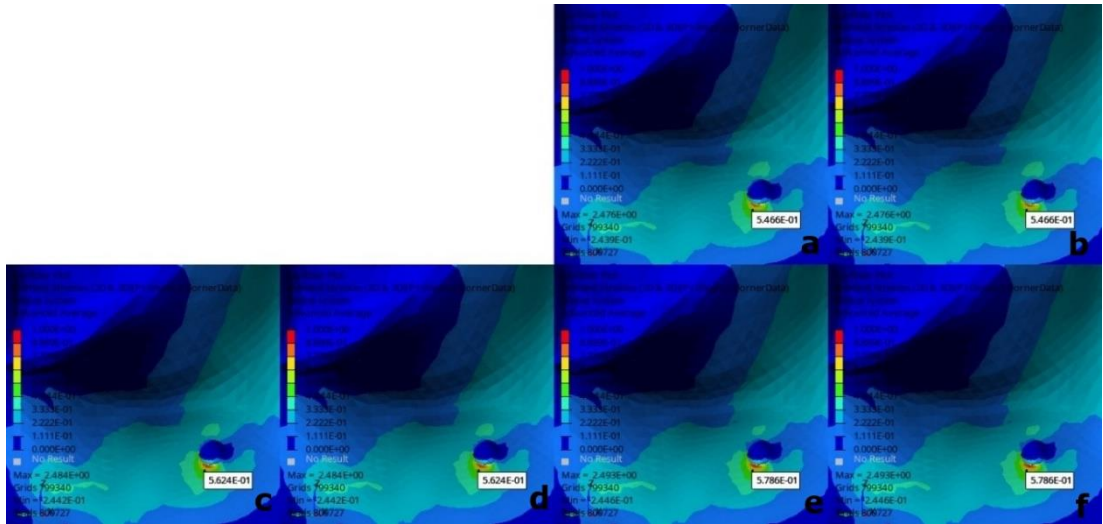
Tablo 14. Kuvvet kolundaki Von Mises stres değeri ve yeri

Models	Maks. Stres (Mpa)	Maks. Stres Yeri (mm)
Model 1	-	-
Model 2	88,89	2,687
Model 3	87,06	2,691
Model 4	100,00	2,703
Model 5	97,79	2,707
Model 6	109,1	2,702
Model 7	107,2	2,705
Model 8	-	-
Model 9	88,77	2,682
Model 10	86,95	2,687
Model 11	99,99	2,707
Model 12	97,76	2,708
Model 13	109,1	2,705
Model 14	107,2	2,707

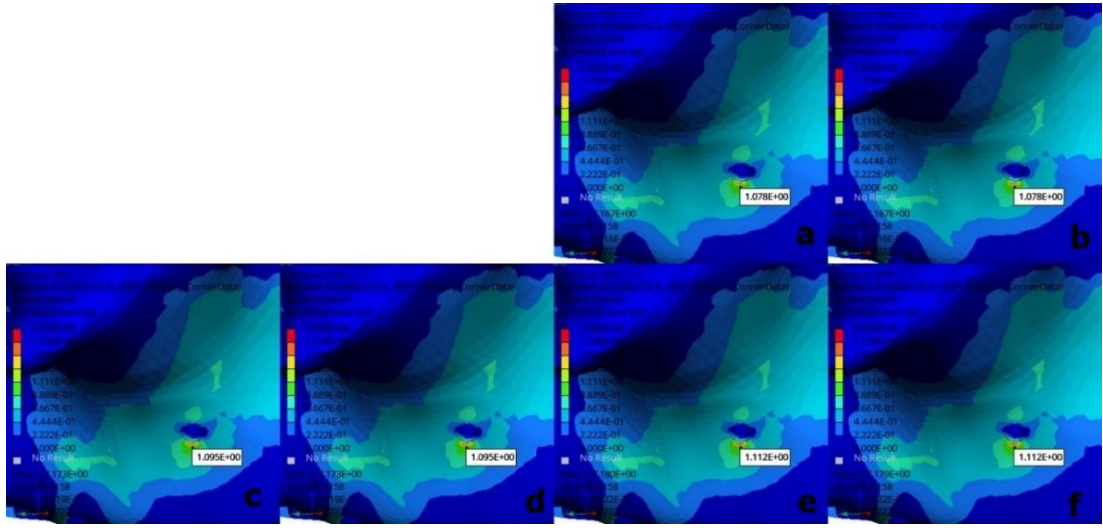
4.6. Modellerde Mini Vida Yerleştirilen Bölgenin Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

4.6.1 Mini Vida Yerleştirilen Bölgede Çekme Stres Değeri

1. grupta en az çekme stresi model 2 ve model 3'te 0,5466 MPa; en fazla çekme stresi model 6 ve model 7'de 0,5786 MPa'dır. 2. grupta en az çekme stresi model 9 ve model 10 'da olup değeri 1,078 MPa, en fazla çekme stresi model 13 ve model 14'te olup değeri 1,112 MPa'dır. Kuvvet kolu materyalinden bağımsız olarak aynı uzunluktaki kollarda aynı miktarda çekme stres değeri gözlenmiştir (Şekil 47, Şekil 48).



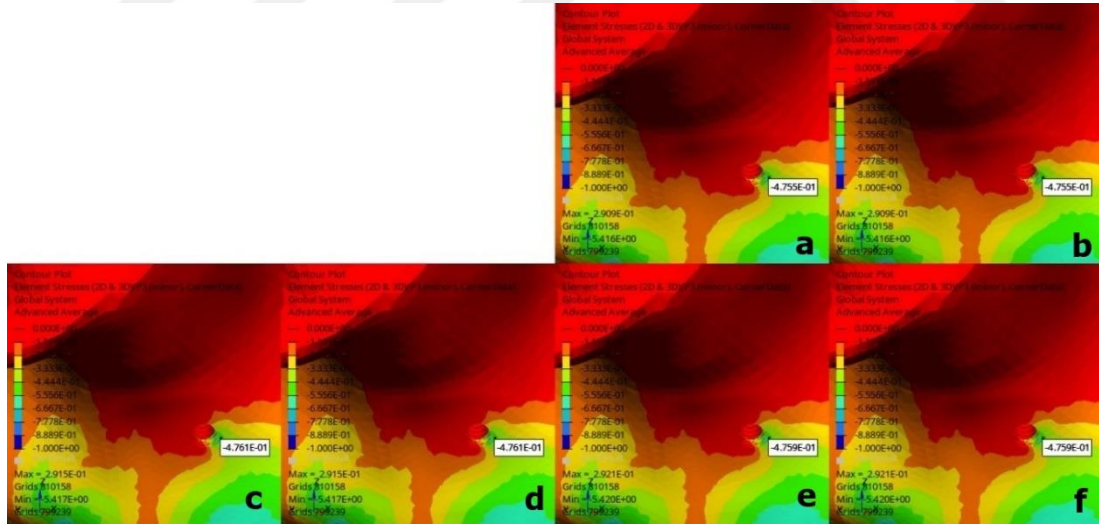
Şekil 47. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vida uygulanan bölgenin çekme stres değeri (a: model 2, b: model 3, c: model 4, d: model 5, e: model 6, f: model 7)



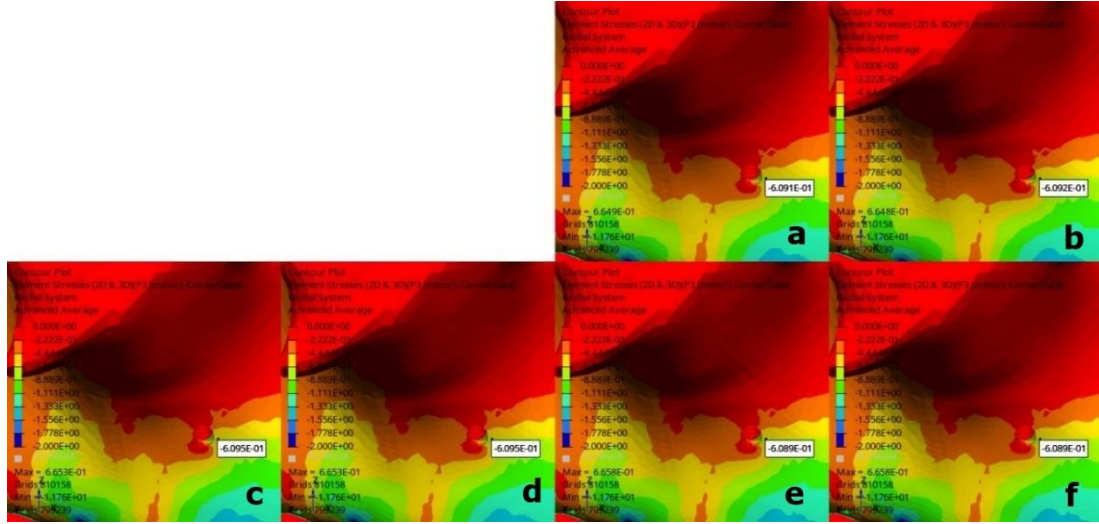
Şekil 48. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vida uygulanan bölgenin çekme stres değeri (a: model 9, b: model 10, c: model 11, d: model 12, e: model 13, f: model 14)

4.6.2. Mini Vida Yerleştirilen Bölgede Basma Stres Değeri

1. grupta en az basma stresi model 2 ve model 3'te -0,4755 MPa; en fazla basma stresi model 4 ve model 5'te 0,4761 MPa bulunmuştur. 2. grupta en az basma stresi model 13 ve model 14'te -0,6089 MPa; en fazla basma stresi model 11 ve model 12'de -0,6095 MPa'dır (Şekil 49, Şekil 50).



Şekil 49. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vida uygulanan bölgenin basma stres değeri (a: model 2, b: model 3, c: model 4, d: model 5, e: model 6, f: model 7)

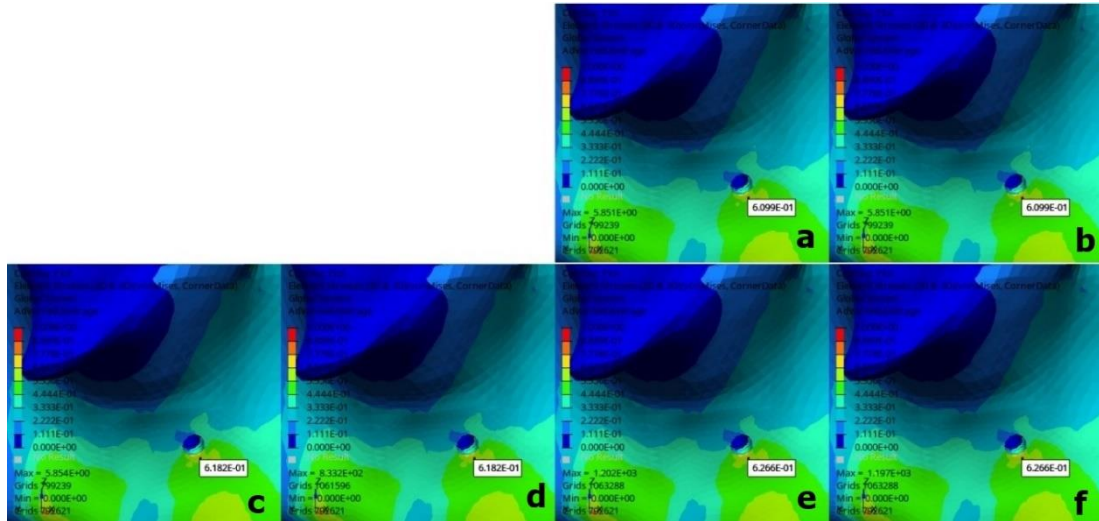


Şekil 50. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vida uygulanan bölgenin basma stres değeri (a: model 9, b: model 10, c: model 11, d: model 12, e: model 13, f: model 14)

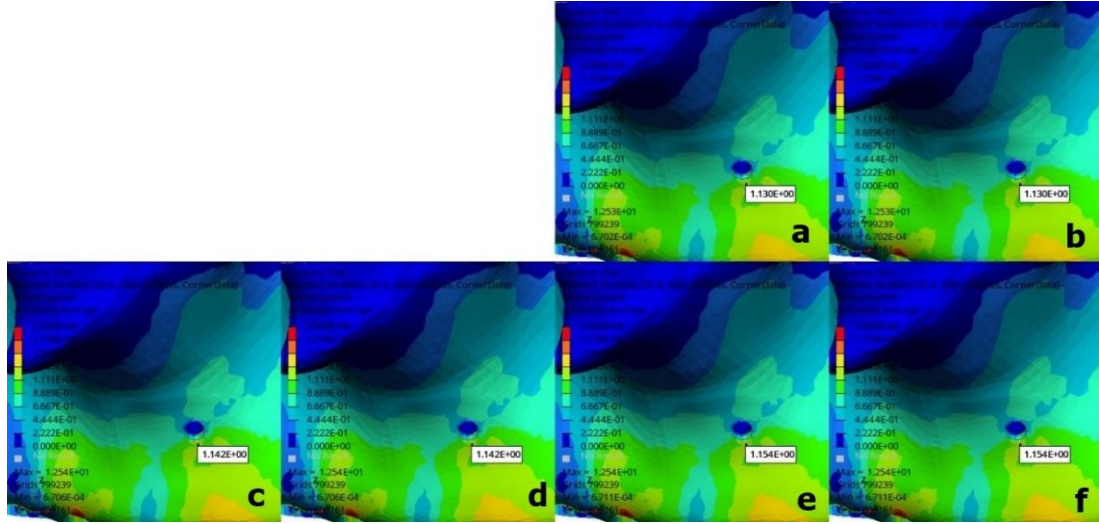
4.6.3. Mini Vida Yerleştirilen Bölgede Von Mises Stres Değeri

1. grupta en az Von Mises stres değeri model 2 ve model 3'te 0,6099 MPa; en fazla Von Mises stres değeri model 6 ve model 7'de 0,6266 MPa bulunmuştur (Şekil 51).

2. grupta en az Von Mises stres değeri model 9 ve model 10'da 1,130 MPa; en fazla Von Mises stres değeri model 13 ve model 14'te 1,154 MPa bulunmuştur (Tablo15). Kuvvet kolu uzunluğu arttıkça Von Mises stres değeri artmıştır. Aynı uzunluktaki KFGK ve PÇ kuvvet kolları aynı stres değerine sahiptir (Şekil 52).



Şekil 51. 0,1mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vida uygulanan bölgenin Von Mises stres değeri (a: model 2, b: model 3, c: model 4, d: model 5, e: model 6, f: model 7)



Şekil 52. 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonunda mini vida uygulanan bölgenin Von Mises stres değeri (a: model 9, b: model 10, c: model 11, d: model 12, e: model 13, f: model 14)

Tablo 15. Mini vida uygulanan bölgede çekme, basma ve Von Mises stres değerleri

Model	Çekme stresi (MPa)	Basma stresi (MPa)	Von Mises(MPa)
Model 1	-	-	-
Model 2	0,5466	-0,4755	0,6099
Model 3	0,5466	-0,4755	0,6099
Model 4	0,5624	-0,4761	0,6182
Model 5	0,5624	-0,4761	0,6182
Model 6	0,5786	-0,4759	0,6266
Model 7	0,5786	-0,4759	0,6266
Model 8	-	-	-
Model 9	1,078	-0,6091	1,130
Model 10	1,078	-0,6092	1,130
Model 11	1,095	-0,6095	1,142
Model 12	1,095	-0,6095	1,142
Model 13	1,112	-0,6089	1,154
Model 14	1,112	-0,6089	1,154

5.TARTIŞMA

ÇALIŞMANIN AMACI

Sabit ortodontiye alternatif olarak geliştirilen şeffaf plaklar estetik ve konforlu olmasıyla dikkat çekmiş ve popüler hale gelmiştir (Kuo, 2003; Meiers ark., 2003; Kravitz, 2008). İlk zamanlarda relaps vakaları, minimal çapraşıklık veya diasteması olan hastalarda kullanılan şeffaf plaklar günümüzde bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerle (diş hareketlerinde evrelendirme yapılabilmesi, hareket türünün ve miktarının yazılımla ayarlanabilmesi) ve tedaviyi destekleyici ekipmanların (buton, mini vida, kuvvet kolu, ataşman, elastik) kullanımıyla daha kompleks vakalarda uygulanabilmektedir (Comba ark., 2017; Lombardo ark., 2017). Fakat şeffaf plaklarla tedavi olan bazı hastaların bitimleri, dişler arası oklüzal ilişki, dişlerin tork ve inklinasyon değerleri sabit ortodonti kadar iyi değildir. Diş hareketlerinin sağlanmasındaki öngörülebilirlik düşük bulunmuştur (Lombardo ark., 2017). Bu nedenle daha etkili diş hareketi gerçekleştirmeye yönelik çalışmalar yapılmaktadır.

Özellikle maksimum ankraj gerektiren vakalarda dişin çekim boşluğuna paralel hareketini sağlamak zordur. Chung-Te ve ark. yaptıkları in vitro bir çalışmada elipsoid veya VDA ataşman yerleştirilmiş kanin tipodont modellerde farklı plak markalarıyla kanin distalizasyonu gerçekleştirmişlerdir. Her iki ataşman grubunda da kanin dişte paralel hareketin olmadığını, kronun distale devrildiğini ve sadece ataşman kullanımıyla devrilme hareketinin engelleyemeyeceğini belirtmişlerdir (Ho, Huang, Chao, Huang ve Kao, 2021). Gomez ve ark. ise şeffaf plak tedavisinde dişlerin paralel hareketini gerçekleştirmek için ataşmanlara ihtiyaç olduğunu, ataşman kullanılmadığında dişlerde devrilme hareketinin gözlenebileceğini bildirmişlerdir (Gomez ark., 2015). Rossii ve ark., Gomez ve ark.'larının düşüncesini destekler nitelikte şeffaf plaklarla etkili diş hareketleri için yardımcı elemanların kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir (Rossini ark., 2015). Xu ve ark. ise çalışmalarında şeffaf plaklarla kanin distalizasyonunda paralel hareketin sağlanması için yardımcı eleman olarak kuvvet kolu uygulamasının etkili olduğunu göstermiştir (Xu, 2018). Womack, çalışmasında şeffaf plaklarla kanin dişin çekim boşluğuna distalizasyonunu gerçekleştirdiği bir hastada tedavi sonundaki panoramik radyografisinde, kanin dişin devrilmesiyle istenmeyen kron-kök aksının oluştuğunu bildirmiştir. Bu durumun düzeltimi için ek plakta kuvvet kolu kullanmış ve kron-kök aksındaki sapmayı azaltmıştır (Womack, 2006).

Geleneksel sabit ortodontik tedavide dişlerin paralel hareketinin gerçekleşmesi için kuvvetin dişin direnç merkezinden geçmesi veya dengeli kuvvet çiftiyle moment oluşturulması gerektiği bildirilmiştir (Kusy, 2005). Bileşke kuvvet vektörünün yönünün dişin direnç merkezine yakın olması için değişik uzunlukta kuvvet kollarının kullanılabileceği belirtilmiştir

(Tosun, 1999). Geleneksel sabit ortodontik tedavide diş çekimli vakalarda istenilen diş hareketini sağlamak için farklı uzunluktaki kuvvet kolu uygulamalarından yararlanılmaktadır. Şeffaf plak tedavisinde diş çekimli vakalarda kanin distalizasyonunda kuvvetin direnç merkezine daha yakın uygulanabilmesi ve istenilen paralel hareketin sağlanabilmesi için kanin ataşmanına yerleştirilmiş kuvvet kolundan kuvvet uygulaması yapılmaktadır (Xu, 2018). Şeffaf plak tedavisinde kuvvet kolunun dişler üzerindeki etkisini değerlendiren az sayıda çalışma vardır (Xu, 2018; Womack, 2006). Bu çalışmalarda kuvvet kolunun dişin direnç merkezi ile konum ilişkisi belirtilmemiştir.

Kuvvet kolundan kuvvet uygulanacağından kuvvet kolu materyalinin mekanik dayanımı yüksek olmalıdır (Thurzo, 2021). Günümüzde kuvvet kolu materyali genellikle PÇ'den oluşmaktadır. KFGK, PÇ'ye alternatif olarak mühendislik alanlarında, uçak ve roket endüstrisinde, biyomedikal malzemelerde kullanılmaya başlanmıştır (Baschnagel ark., 2018; Piyas Chowdhury, 2018). Ortodonti alanında da umut vaat eden materyal olarak belirtilen FGK'lerin rezinle bağlantısı da kuvvetlidir (Meiers ark., 2003; Valiathan ve Dhar, 2006). Bu yüzden kuvvet kolu materyali olarak kullanıldığında kompozit ataşmanla bağlantısı da güçlü olabilir. Bu materyalin rijiditesinin yüksek olmasına rağmen PÇ'ye göre daha esnek olması, materyalde daha az stres birikimine neden olarak, ataşman deformasyonunun daha az olmasına imkan tanıyabilir.

Çalışmamızda amacımız, şeffaf plağın kanin dişi distalize edici kuvvetine (0,1 mm veya 0,2 mm şeffaf plak aktivasyonu) ek olarak kanin dişin direnç merkezine göre farklı konumda bulunan PÇ veya KFGK yapısındaki kuvvet kollarına, mini vida ankrajlı distal kuvvet uygulandığında aynı segmentteki tüm dişlere, çevre dokuya, şeffaf plağa, kuvvet kolu materyaline, mini vidaya etkisinin sonlu elemanlar analiz yöntemiyle 14 model üzerinde karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Değerlendirilmesi

Geometrisi karmaşık yapıların; gerinme gerilme gibi streslerinin ve yer değiştirmelerinin hassas, kantitatif olarak değerlendirilmesi için matematiksel bir yöntem olarak SEA kullanılabilir (Ertürk, 2008).

Bu çalışmada SEA kullanmamızın nedeni karmaşık geometriye sahip yapıların modellenmesinin iyi yapılabilmesi, materyalin fiziksel niteliğinin ayrıntılı bir şekilde yansıtılabilmesidir (Ebrahimi, 2012). Ayrıca SEA Von Mises gerilme, maksimum asal gerilme, minimum asal gerilme yer değiştirme ölçümlerinde başarılıdır (Ertürk, 2008).

Gerinim ölçer analizinde doku içerisine gerinim ölçer cihazının yerleştirilmesi; holografik interferometre analiz yönteminin canlı dokulardaki gerilme alanını belirleyememesi;

kırılğan vernikle kaplama yönteminde hem gerilme alanlarının belirlenememesi hem de pahalı olarak elde edilen modellerin bir kere mahsus kullanılabilir olması; fotoelastik analiz yönteminde ise fotoelastik materyal kullanılarak oluşturulan modellerde gerçeğe yakın sonuçlara ulaşılamaması gibi dezavantajlar nedeniyle çalışmamızda bu analiz yöntemleri tercih edilmemiştir (Güngör, 2005).

SEA'da ilk basamak sonlu eleman modellemeleri oluşturmaktır. Sonuçların doğruluğunu artırmak için modellemeler olabildiğince gerçeğe yakın olmalıdır (Köne, 2009). Üç boyutlu değerlendirmeye imkan veren BT ve MR'dan yararlanılarak modelleme yapılabilmektedir (Çifter, 2007).

Araştırmamızın modelleme safhasında BT'den yararlanılmıştır. Maksiller dişlerin, spongioz ve kortikal kemiğin, PDL'nin, diş yüzeylerindeki VDA'nın, değişik uzunluktaki PÇ ve KFGK kuvvet kolunun, şeffaf plakların, mini vidanın 3 boyutlu olarak sonlu elemanlar modellemeleri yapılmıştır. Modellerin malzeme tanımı yapılmış kuvvet yükleme senaryoları ve sınır koşulları oluşturulmuştur.

Çalışmamız 14 modelden oluşmaktadır. Model 1; 8 231.553, model 2, 3, 9, 10; 244237, model 4, 5, 11, 12; 246.728, model 6, 7, 13, 14; 247.405 nod içermektedir. Çalışmamızdaki geometrik modeller tetrahedral eleman özelliğindedir. Diş ve çevre dokularda tetrahedral elemanlı geometrik modellemelerin ideal olduğu belirtilmiştir (Gautam, Valiathan, ve Adhikari, 2009).

SEA'da doğru sonuçlar elde etmek için uygulanan materyallerin poisson, elastik modülü gibi özelliklerini sisteme doğru girmek, yapıların model geometrisini doğru oluşturmak gerekir (Al-Sukhun, Kelleway, ve Helenius, 2007). Eleman ve node sayısının fazla olması modellerin hassasiyet derecesini artırdığından SEA daha doğru olmaktadır. Fakat eleman ve nod sayısı çok artırılırsa klinikte önemsenmeyecek minumum farklar ortaya çıkmaktadır. Eleman ve nod sayısının aşırı arttırılması, bilgisayar kapasitesinin aşılmasına ve sonlu elemanlar analizinin gerçekleştirilememesine de neden olabilmektedir (Ulusoy, 2008). Çalışmamızda oluşturulan nod değerleri diğer sonlu elemanlar çalışmalarına benzerdir. Hem hassas hem yeterli sonuçları çıkaracak uygun nod sayıları kullanılmıştır.

SEA'da modellerin karşılaştırılarak yer değiştirme veya stres değerlerinin incelenmesi çalışmayı daha doğru kılmaktadır. Çünkü eleman ve nod sayılarındaki farklılık ve sınır koşullarındaki değişiklik analiz yapılan değerleri etkilemektedir (Cattaneo, Dalstra ve Melsen, 2005). Çalışmamızdaki 14 modelde dişlerdeki yer değişiklikleri ve stresler karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

SEA'da uzun süreli kuvvetle büyük yer değişikliğine uğramış dişin yer değiştirme, gerilim, gerinim gibi değerlerinin analizini yapmak çevre dokuda remodellinglere bağlı olduğundan zordur (Cattaneo ark., 2005). Bu çalışmada kuvvet uygulandığı anda dişlerdeki ilk yer değiştirme ve ilk stres değerleri ölçülmüş, modeller karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Asal gerilmeler daha kırılğan materyal için istenilirken, kuvvet kolu, şeffaf plak gibi çekilebilir maddelerde Von Mises değerleri kullanılmaktadır. Von Mises değeri kuvvet uygulanan materyaldeki gerilmenin çeşidi hakkında bilgi vermemektedir. Kuvvetin yoğunluğunu ve dağılımını göstermektedir. Gerilme çeşidi ve gerilme bölgesini asal gerilmeler vermektedir. Maksimum asal gerilmeler en yüksek çekme gerilimini, minimum asal gerilme ise en yüksek basma gerilimini göstermektedir. Asal gerilmelerin mutlak değeri alındığında fazla olan gerilim tipi, incelenen yapıda daha baskındır (Ertürk, 2008; Köne, 2009).

Çalışmamızda genel fikir vermesi açısından kırılğan madde olan dişte, mini vida yerleştirilen bölgedeki alveoler kemikte asal gerilmeye ek olarak Von Mises strese de bakılmıştır.

Kullanılan malzemenin elastikiyet modülü ve poisson oranı kuvvet yayılımını etkileyen ayırt edici özelliktir. Çalışmamızda literatürdeki çalışmalara benzer olarak malzemelerin elastik modülü ve poisson oranı oluşturulmuştur (Comba ark., 2017; Gomez ark., 2015; Sandhya V, 2021; Akdeniz, 2019; Vasconcellos, 2006). Kuvvet dişlere uygulandığında meydana gelen gerilme ve gerinim gibi streslerin genellikle diş kökünü çevreyen PDL'de meydana gelmektedir (Yokoi ark., 2019). Çalışmamızda kuvvet uygulandığı andaki gerilmelerin neredeyse tamamı PDL'de olacağından kuvvet sadece PDL'de olacak şekilde diş kökünü çevrelemiştir. PDL'nin kalınlığının kök boyunca değişiklik gösterebileceğini ve yapının non-lineer viskoelastik ve anizotropik olduğu belirten çalışmalar vardır (Middleton, Jones, ve Wilson, 1996; Toms, Lemons, Bartolucci, ve Eberhardt, 2002). PDL homojen, lineer elastik yapıda, izotropik olarak gösterildiği çalışmalarda mevcuttur (N. McGuinness, Wilson, Jones, Middleton, ve Robertson, 1992). Kuvvet anında dişlerdeki yer değiştirme hareketlerinin incelenmesinde PDL'nin homojen lineer elastik ve izotropik olarak kabul edilebileceği bildirilmiştir (N. J. McGuinness, Wilson, Jones, ve Middleton, 1991).

Çalışmamızda uygulanan kuvvetle ani yer değiştirme meydana geldiğinden modellerdeki PDL izotropik, lineer elastik kabul edilmiştir. PDL kalınlığı Xu ve ark.'ların çalışmasına benzer olarak tüm dişlerde kök çevresinde 0,25 mm oluşturulmuştur (Nuo Xu, 2018). Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz

programında tanımlanması gerekir. Çalışmamızda diğer çalışmalara benzer olarak plak-ataşman ve plak-diş ara yüzlerinde $\mu=0.2$ katsayılı non-lineer sürtünme kontağı tanımlanmıştır (A. Ramalho, 2007).

Plak-kuvvet kolu, diş-PDL, diş-ataşman, kemik-vida, temas bölgelerinde freeze tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

Kuvvet yüklemesi

Diş hareketlerinin optimum kuvvetler ile yapılması maksimum hücresel cevabın oluşturulması için gereklidir (Tosun, 1999). Yüksek şiddette kuvvetin uygulanması durumunda kökle PDL arasında hyalizasyon alanı olarak ifade edilen kalın ve nekrotik alan oluşur. Bu alan diş hareketini engelleyip ve kök rezorpsiyonu meydana getireceğinden dişlere yüksek şiddette kuvvet uygulanmamalıdır (Geramy, 2000).

Sabit ortodontik tedavide kanin distalizasyonunda uygulanması gereken optimum kuvvet miktarı ile ilgili farklı görüşler bulunmaktadır. Storey ve Smith geleneksel sabit ortodontik tedavide alt kanin distalizasyonu için optimum kuvveti 150-200 gr olarak belirtmiştir (Smith ve Burstone, 1984). Kanin distalizasyonunda paralel hareket için en uygun kuvveti, Reitan 250 gram (gr), Lee 150-260 gr arası olduğunu belirtmiştir (Lee, 1965; Reitan, 1957). Huffman ve Way üst kanin distalizasyonunda yuvarlak tel kullanıldığında 200 gr'dan daha az kuvvet uygulanması gerektiğini, Paulson ve ark 0,018 inç slot braket sisteminde 0,016 inç tel kullanıldığında 50-75 gr kuvvetin yeterli olacağını bildirmişlerdir (Huffman ve Way, 1983; Paulson, Speidel, ve Isaacson, 1970).

Şeffaf plaklarla diş hareketini gerçekleştirmek için gerekli olan plak aktivasyonunun Houle ve ark. 0,25mm; Robert ve ark. ise 0,15-0,25 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir (Houle ark., 2017; Waskalic, December 2001). Laura ve ark. plak aktivasyonu 0,5 mm olduğunda diş üzerine etki eden kuvvetin hızlı bir düşüş yaptığını, plağın dişe uyguladığı kuvvetin etkisinin hızlıca azaldığını bulmuşlardır (Barbagallo ark., 2008).

Şeffaf plaklarla kanin distalizasyonunda PDL'deki stres ve gerilme göz önünde bulundurularak kanin dişe uygulanması gereken optimal kuvvetin incelendiği bir çalışmada plağın farklı miktarda aktivasyonları yapılarak, kanin dişe distal yönde kuvvet uygulaması sağlanmıştır. Çalışmada toplam 12 grup oluşturulmuştur. Kanin dışın PDL'deki stres ve gerilme değerleri incelenmiştir. Çalışmada PDL'de değişen hacim ortalamalı hidrostatik stresten kaynaklı (VAHS) optimal stresin 4,7 kilopaskal (kPa) ile 16 kPa arasında olması gerektiği ve optimum gerinmenin ise PDL'nin %30'undan azını kaplamaması gerektiği bildirilmiştir. Optimal plak aktivasyonun optimum stres ve gerilme değerlerinde var olabileceği bildirilmiştir.

0,07-0,24 mm plak aktivasyonunun optimal stresin olduğu; optimal gerilme için ise plak aktivasyonunun 0,21mm'den az olmaması gerektiği bildirilmiştir. Kanin distalizasyonunda 0,21-0,24 mm'lik plak aktivasyonunun en optimum kuvvet değeri olduğu gösterilmiştir (Li ark., 2022). Dişlere plakla kuvvet uygulanacağı zaman periodontal durum ve hareket ettirilen dişlerin eğimleri göz önünde bulundurulmalıdır. Periodontal durum iyi olmadığında kemik kaybı potansiyelinin daha fazla olduğu ve anterior dişlerin labiale hareketi sonucu stresin periodontal durumu iyi olanlara göre dişin kole bölgesinde daha fazla değerlere ulaştığı gözlenmiştir. Periodontal durumu iyi olmayan hastaların alveoler kret tepesinde yer değiştirmenin daha fazla olmasından dolayı, dişin kole bölgesinde daha yüksek gerilme olacağı belirtilmiştir. Alt keser dişlerin mandibular düzlemle yaptığı açı 100° iken alt ön dişlerin stres değeri ve alveoler kret tepesinin gerilmesi, 90° olduğu duruma göre daha fazla bulunmuştur. Diş 100° kadar eğimli ise plak aktivasyonu alveolar kemik seviyesi normal grupta 0,18mm, alveolar kemik kaybı 1/3 kayıp olan grupta 0,15 mm, alveolar kemik kaybı 1/3-1/2 arasında ise 0,1mm olması gerektiği belirtilmiştir (Ma ve Li, 2021). Çalışmamızda periodontal durumu iyi olan bir hastanın BT'den yararlanılarak sonlu eleman modeli oluşturulmuştur. Plak aktivasyonuna ek olarak mini vidadan kuvvet koluna 1,12 N kuvvet uygulanacağı için plak aktivasyon miktarı 0,1 ve 0,2 mm olarak belirlenmiştir.

Bulguların Tartışılması

Periodontal Ligamentte Von Mises ve Çekme Stresi

Tüm modellerde diş çevre dokusunda en yoğun Von Mises stres alanı kanin dişin kole hizasındaki çevre dokuda gözlemlenmiştir. 1. grupta model 1, 2. grupta model 8'in kendi grubundaki diğer modellere daha az strese sahip olmasının nedeni, mini vidadan kuvvet koluna ek kuvvet uygulamasının yapılmamasıdır.

Kuvvet kolu uygulaması yapılan modeller incelendiğinde, kuvvet kolunun uzunluğu arttıkça kanin dişin koronal ve vertikal düzlemdeki yer değiştirmesinin arttığı ve buna bağlı olarak periodontal dokudaki Von Mises stresinin arttığı gözlenmiştir.

Distal yönlü uygulanan kuvvet sonucu en fazla yer değişimi distal kole bölgesinde olduğu için, Von Mises stresinin en yüksek olduğu bölge kanin dişin distal kole hizasındadır.

Jing ve ark., geleneksel sabit ortodontik tedavide maksiller kanin dişin hem devrilme hem paralel hareketin PDL'de oluşturduğu stresi incelemiş, en yoğun stres alanının dişin kole seviyesinde olduğunu göstererek çalışmamıza benzer sonuç bulmuşlardır. Devrilme hareketinde paralel harekete göre daha fazla stres olmasını kemik kaybı için potansiyel risk olarak belirtmişlerdir (Jing ark., 2013).

Kanin dişin çevre dokusunda mesio-bukkal kole seviyesine karşılık gelen bölgede en fazla çekme stresinin görülmesinin nedeni kanin dişin disto-palatinal yönlü hareketidir. 1. grupta model 1'in ve 2. grupta model 8'in kendi grubundaki diğer modellere göre diş çevre dokusunda daha az strese sahip olmasının nedeni sadece plak aktivasyonu aracılığı ile diş kuvvet uygulanmasıdır.

Kuvvet kolunun en uzun olduğu (14mm) modellerde kanin dişin disto-palatinala yer değiştirmesinin daha fazla olması nedeniyle mesio-bukkal bölgedeki PDL'de çekme gerilmesinin daha fazla olduğunu düşülmektedir. Düzgen ve ark. farklı ataşman ve plak kalınlığı kullanarak kanin dişin distalizasyonunu incelediği çalışmalarında çalışmamıza benzer şekilde kanin dişin bukkal kole bölgesini çevreleyen PDL'de çekme gerilmesini maksimum bulmuşlardır (Düzgen, 2021).

Dişlerdeki Von Mises ve Çekme Stresi

Von Mises stresinin en fazla kanin dişte görülmesinin nedeni hem şeffaf plak hem de kuvvet kolundan uygulanan distalizasyon kuvvetidir. Kanin ataşmanın mesial bölgesine uygulanan şeffaf plak kuvveti, kanin dişte ataşmanın olduğu bölgede Von Mises stresinin fazla olmasına neden olmuştur. Kanin kökünün orta üçlüsünün mesio-bukkal tarafında artmış Von Mises stresinin nedeni kanin dişin kron ucunun disto-palatinal yönlü hareketi, kökün mesio-bukkal yönlü devrilmesinden kaynaklanmaktadır.

2. gruptaki modellerde 1. gruptaki modellere göre Von Mises stresinin daha yüksek olmasının sebebi 2. grupta kanin dişe uygulanan plak aktivasyonunun daha fazla olmasından kaynaklanmaktadır.

1. grupta kuvvet kolu uzadıkça kanin diş kronunun palatinala devrilmesinde artış görülmüştür. Kuvvet kolu uzunluğu şeffaf plağın palatal yönde yer değiştirmesini arttırdığı için, ataşmanın gingival sınırındaki Von Mises stres artmış olabilir.

Kanin diş kökünün orta üçlüsünün mesio-bukkal bölgesinde, dişin distopalatal yönde yer değiştirmesinden dolayı çekme stresi fazladır. 1. grupta en az stres 14 mm kuvvet kolu uzunluğundaki modellerde, 2. grupta ise 13 ve 14 mm kuvvet kolu uzunluğundaki modellerde gözlenmiştir. Kuvvet kolu uzunluğu arttıkça kanin dişin palatinala devrilme miktarında artma, mesiodistal devrilme miktarında azalma görülmüştür. 0,1 mm şeffaf plak aktivasyonunda ve 14 mm kuvvet koluna sahip modelde mesiodistal devrilme en az olduğundan, kökteki en düşük çekme stresi bu modelde gözlenmiştir. Fakat 2. gruptaki şeffaf plak aktivasyonu, 1. grubun iki katı olduğundan, 2. grupta kanin kronunun distale yer değiştirmesi daha fazla olmuştur. Bu grupta kanin dişi palatinala hareket ettiren kuvvetin büyüklüğü, distal kuvvete oranla azalmıştır.

Palatinal kuvvetin etkisi 2. grupta 1. grup kadar etkin olmadığından 13 ve 14 mm kuvvet koluna sahip modellerdeki stres değerleri birbirine daha yakın bir değerde olmuş olabilir.

Genel olarak PÇ ve KFGK kuvvet kolu uygulanan modellerde sonuçlar çok benzerdir. Bu durum uygulanan kuvvet değerinde iki materyalin birbirine çok yakın mekanik davranış göstermesinden kaynaklanabilmektedir. Ayrıca kanin dişinin hacimli ve kökünün uzun olması, iki materyal arasındaki minör farklılıkların görülememesine neden olmuş olabilir.

Anterior Dişlerdeki Yer Değiştirme

Ön dişlerde palatine devrilme kuvvet kolu içeren modellerde içermeyen modellere göre daha fazla bulunmuştur. Kuvvet kolu uzunluğu arttıkça ön keser dişlerde palatine devrilme azalmıştır. Ön dişlerin palatinal devrilmesinin azalmasının nedeni bileşke kuvvetin kuvvet kolu yardımıyla ön keser bölgenin direnç merkezine daha yakın uygulanıyor olmasından kaynaklanabilmektedir.

Sia ve ark. geleneksel sabit ortodontik tedavide anterior dişlerin retraksiyonunda kuvvet kolu uzunluğunun anterior diş hareketine etkisini araştırmış, kuvvet kolunun direnç merkezine yaklaştıkça kronların palatine devrilmesinin azalacağını belirtmiş, anterior dişlerin direnç merkezinin yukarısında konumlanan kuvvet kollarından distalize edici kuvvet uygulandığında ise anterior dişlerin kronunda labiale devrilme meydana geleceğini bildirmişlerdir. Sürtünmeli sistemde direnç merkezinden geçen kuvvet kollarıyla anterior bölgede tork kontrolünün sağlanabileceğini ifade etmişlerdir. Çalışma bulgularımız Sia ve ark. ile benzer sonuç göstermektedir (Sia, Koga ve Yoshida, 2007).

Tomiga ve ark. geleneksel sabit ortodontik tedavide anterior retraksiyon sırasında kuvvet kollarının yüksekliğinin ve ark telindeki konum değişikliğinin ön diş hareketine etkisini SEA ile değerlendirmiştir. Kanin dişin mesialine ve distaline yerleştirilmiş farklı yükseklikteki kuvvet kollarından kuvvet uygulayarak ön dişlerin sagittal eksenindeki devrilme miktarlarını değerlendirmişlerdir. Kanin mesialine konumlu, braket slotu hizasındaki kuvvet kolundan kuvvet uygulandığında ön keserlerin kronunda palatinal yönde kontrolsüz bir devrilme meydana geldiğini ve ön bölgeye gelen ark telinde oklüzal yönde deformasyon olduğunu bildirmişlerdir. Kanin dişin mesialinde konumlu 5,5 mm uzunluktaki kuvvet kolundan kuvvet uygulandığında ön bölgedeki dişlerde tork kaybı daha az gözlenmiştir. Ön dişler paralel hareket ettiğinde tel deformasyonu daha az bulunmuştur. 5,5 mm'den daha fazla uzunluktaki kuvvet kolunda ise ön dişlerde labiale kron torkunun meydana geldiğini ve telin ön bölgesinin gingival yönde deforme olduğunu belirtilmiştirlerdir (Tominaga, 2009).

Posterior bölgeyi kaplayan plakta bukkal yönde deformasyon olduğunda, plağın ön dişleri kaplayan bölgesinin deformasyonu palatinal yönde olmaktadır. Levrini ve ark.ları karma dişlenme dönemindeki bir grup hastaya şeffaf plaklarla yavaş genişletme protokolü uygulamış, başlangıç ve son çene modellerin karşılaştırılmasında plağın etkisiyle son modelde üst çenede genişleme ve üst keser dişlerin kesici kenarının daha palatinalde konumlandığı görülmüştür (Levrini, Carganico, ve Abbate, 2021). Ters durum düşünüldüğünde, kuvvet kolu olan modellerde keser dişlerin vestibüle kron torkunun daha iyi korunmasının bir diğer nedeni, kuvvet kolu içeren modellerdeki kanin dişin palatinalde daha fazla yer değiştirmesiyle arka grup dişleri kaplayan plağın palatinalde deformasyonunun artması ve bunun sonucunda plağın ön bölgesinde labial yönde deformasyon gözükmesi olabilir.

Düzgen ve ark.'ları, şeffaf plaklarla kanin distalizasyonunda ataşman ve plak kalınlığının diş ve çevre dokulara etkisini SEA yöntemiyle incelemişlerdir. Çalışmalarında ön keser dişlerde ekstrüzyon ve palatinalde devrilme gözlemleyerek, çalışmamızla benzer sonuçlara ulaşmışlardır (Düzgen, 2021).

Çalışmamızdaki tüm modellerde santral ve lateral dişin kron ucu ekstrüze olmuştur. Her grup kendi içinde karşılaştırıldığında palatinalde devrilme ve ekstrüzyon sadece şeffaf plak uygulanan modellerde, kuvvet kolu içeren modellere göre daha fazla bulunmuştur. Ön bölge dişlerinin palatinalde devrilmesi artıkça ekstrüzyon da artmıştır. Dinçyürek ve ark'da yaptıkları çalışmada keserlerin devrilme hareketinin ekstrüzyon hareketiyle birlikte görüldüğünü belirtmişlerdir (Dinçyürek, 2009).

Çalışmamızda mini vidadan ankraj alınarak, kuvvet koluna elastikle 1,12 N büyüklüğünde distal yönlü kuvvet uygulanmıştır. Kanin ataşmanına yerleştirilen kuvvet kolu kanin dişin direnç merkezinin daha labialinde konumlandığından kanin diş disto-palatinal yönde rotasyona uğramıştır. Kanin dişin rotasyonel hareketiyle şeffaf plakta oluşan deformasyonun diğer dişlerin yer değiştirmesinde rol oynadığını özellikle lateral dişin distoinsizal bölgesinde gözlenen distopalatal rotasyonun bu nedenle oluştuğunu düşünmekteyiz. Distopalatal rotasyonun santrale nazaran lateral dişte daha çok gözlenmesinin nedeni lateral dişin kanin dişe daha yakın komşulukta ve daha küçük boyutta olmasından kaynaklanmış olduğunu düşünmekteyiz.

Lateral diş, sadece şeffaf plak aktivasyonu ile kanin distalizasyonu olan modellerde diğer modellere göre distale ve palatinalde daha fazla hareket etmiştir. Kanin dişteki yer değiştirmeye plakta deformasyon oluşmakta ve bu kuvvet lateral dişi de etkilemektedir. Kanin dişte kuvvet kolu varlığı ve bu kuvvet kolunun uzunluğu ön keser dişlere gelen momentte etkilidir. Kuvvet kolu içeren modellerde lateral dişin distal ve palatinal yönlü devrilmesinin

daha az olması, bu modellerde meydana gelen bileşke kuvvetin, kuvvet kolu içermeyen modellere göre ön dişlerin direnç merkezine daha yakın konumlanmasından kaynaklı olabilir. Sabit ortodontik tedaviyle yapılan kanin distalizasyonunda lateral dişte meydana gelen hareketin ark telinin deformasyonu sonucu olduğu belirtilmiştir (Veli, 2012). Ark teli deformasyonunu azaltmak için kalın ve rijit bir ark telinde diş hareketi gerçekleştirmek gerektiği bildirilmiştir (Tai, 2019). Şeffaf plaklar orijinal şeklini koruyabilecek yeterli rijidite sahip olmadığından çekim boşluğunun kapatılması esnasında deformasyona uğrayarak ön keser dişlerin kronunda palatine devrilme, ekstrüzyon, mesiodistal devrilmeler gibi istenmeyen diş hareketleri meydana gelebilmektedir. İstenmeyen diş hareketlerine engel olmak amacıyla plaktan dişlere ek kuvvet uygulamasının yapıldığı çalışmalar vardır. Steven ve ark. ön dişlerin çekim boşluğuna retraksiyonunda, dişlerin ekstrüzyonunu engellemek amacıyla ön bölge dişlere plaktan ek intrüze edici kuvvet uygulamış, fakat intrüzyonun ark üzerine etkisi tam olarak kanıtlanmamıştır. Retraksiyon miktarında gerekli intrüzyon miktarı net olarak bilinmemektedir (Bowman, 2017; Bowman ark., 2015; Simon ark., 2014). Keser retraksiyonu gözlenen keser ekstrüzyonunu önlemek için keser dişlerin palatine veya labialine gelen şeffaf plakta kesi alanları oluşturularak elde edilen plak çıkıntılarına, ön maksiller bölgede konumlu mini vidalardan elastik yardımıyla ön dişlere saat yönü tersinde moment uygulanmıştır (Liu ark., 2021) .

Aynı uzunluktaki model 7 ve model 8, model 13 ve model 14 ile karşılaştırıldığında KFGK kuvvet kolu içeren modelde PÇ kuvvet kolu içeren modele göre lateral dişin kron ucu mesiale daha çok hareket etmiş, kök ucu ise daha çok distalde konumlanmıştır. KFGK kuvvet kolu ile PÇ kuvvet kolu arasındaki rijidite farkı küçük boyutlu bir dişte ve uzun kuvvet kolunda gözlemlenebilir olmuştur. PÇ daha rijit olduğundan kronun distale, kökün mesiale devrilme durumu KFGK kuvvet koluna kıyasla daha az meydana gelmiş olabilir.

Kanin Diş Yer Değiştirme

Tüm çalışma modellerinde kanin kronu distal ve palatine, kanin kökü bukkal ve mesiale devrilmiştir. Aynı uzunluktaki PÇ ile KFGK kuvvet koluna sahip modellerde benzer kanin diş hareketleri gözlenmiştir.

Çalışmamızda paralel hareket sağlamak için, kuvvet kollarından ek kuvvet uygulaması yapılarak bileşke kuvvetin etki yönü kanin dişin direnç merkezine yaklaştırılmış ve bu sayede kronun distal yönlü devrilmesinin azaldığı gözlenmiştir. Kuvvet kolu uzunluğu arttıkça kronun distal yönlü devrilmesindeki azalma bileşke kuvvetin kanin dişin direnç merkezine daha yakın olmasından kaynaklanmaktadır.

De Clerk ve ark.'ları sabit ortodontik tedavide zigoma destekli kanin distalizasyonunda paralel hareketin sağlanabilmesi amacıyla kanin braketine kuvvet kolu yerleştirmiş ve kuvveti kanin dişin direnç merkezine yakın uygulamışlardır (De Clerck, Geerinckx, ve Siciliano, 2002). Çalışmada bulgularımıza benzer şekilde kanin dişte daha az devrilme meydana gelmiştir.

Ho ve ark.'ları da şeffaf plaklarla kanin dişin distalizasyonunda kanin dişin distale devrildiğini gözlemlemişlerdir (Ho ark., 2021). Farklı şeffaf plak materyalleri ve farklı ataşman dizaynı (elipsoid vertikal) ile kanin dişin distalizasyonunda dişteki devrilmeyi değerlendirerek, devrilmenin sadece ataşmanla engellenemeyeceğini, şeffaf plak rijiditesinin ve aktivasyon miktarının da devrilmeyi önlemede önemli olduğunu belirtmişlerdir.

Nuo ve ark.'ları kanin dişte ataşman içermeyen, kanin dişte VDA, kuvvet kolu içeren ve kanin dişte yalnız VDA içeren 3 farklı çalışma grubu oluşturmuştur (Xu, 2018). Bu çalışmada, çalışmamıza benzer olarak, kanin distalizasyonunda distale kron devrilmesinin kuvvet kolu içeren modellerde daha az olduğu gözlenmiştir.

Gomez ve ark.'ları SEA ile ataşmansız ve elipsoid ataşman içeren modellerde kanin distalizasyonunu gerçekleştirmiş, elipsoid ataşmanla kanin dişin paralele yakın hareketinin gerçekleştiğini belirtmiştir. Fakat bu çalışma sadece kanin diş modelini içermektedir, bu nedenle karmaşık kuvvetlerin tüm ark modellemesinde gözlenilen etkisi değerlendirilmemiştir (Gomez ark., 2015).

Şeffaf plaklarda kuvvet kolu uygulaması, kuvvet kolunun uzunluğunun artması, kuvvet kolu materyalinin rijiditesinin artması kanin dişte uygulanan bileşke kuvvetin daha çok palatinal yön doğrultusundaki kuvvet artışına neden olmakta ve bundan dolayı devrilmenin palatinal yönde artıp distal yönde azaldığını düşünmekteyiz.

Kanin dişindeki distopalatal rotasyon, kuvvet kolunun kanin dişin direnç merkezinin daha labialinde konumlanmasından kaynaklanabilmektedir.

Veli ve ark.'ları sabit ortodontik teknikte kanin distalizasyonu için 2 farklı model oluşturmuştur. İlk modelde kanin dişin vertikal slotuna kuvvet kolu yerleştirilerek mini vidadan kuvvet uygulamışlardır, 2. modelde ise kanin braket hookuna üst 1. molar dişi çevreleyen transpalatal ark (TPA) hookundan destek alarak aynı miktar kuvvet uygulamışlardır. Veli ve ark.'ları çalışmamızla benzer sonuç bulmuş, tüm modellerde kanin dişte disto-palatinal yönde rotasyon, kuvvet kolu uzun olan modelde ise daha az distale devrilme gözlenmiştir (Veli, 2012).

Çalışmamızda tüm modellerde kanin dişin kökü bukkale, kronu palatinal hareket etmiştir. Kuvvet kolu uzunluğu arttıkça kronun palatinal hareketi, kökün de bukkale hareketi atmıştır. Model 1'deki kanin kronunun palatinal devrilmesi aynı gruptaki diğer modellere göre en azdır. 1. grupta kökün bukkale en az yer değiştirmesi model 2 ve model 3'te gözlenmiştir.

Sadece şeffaf plak aktivasyonu ile kanin distalizasyonu uygulanan modellerde (1. grup model 1’de, 2. grup model 8) kanin dişte kuvvet koluna sahip modellere göre palatal tork kaybı daha az olmuştur. Palatal kron torku, sadece şeffaf plak aktivasyonu ile ya da şeffaf plak aktivasyonuna ek olarak 12 mmlik kuvvet koluyla yapılan kanin distalizasyonunda en iyi şekilde korunmaktadır.

Çalışmamızda kanin kron ucunda distale ve palatine devrilme artıkça ekstrüzyon miktarı da artmıştır. Veli ark. ’ları da çalışmamıza benzer olarak mini vida yardımıyla kanin distalizasyonu yapılan modelde kanin dişte palatine devrilmeyle birlikte ekstrüzyon gözlemlenmiştir (Veli, 2012).

Çalışmamızda, sagittal yönde en fazla yer değiştirme kanin ve ön keser dişlerde meydana gelmiştir. Distal yönde en fazla yer değiştirme kanin dişin kronunda görülürken, palatinal yönde en fazla yer değiştirme santral ve lateral dişin kronunda görülmüştür. Bu hareket miktarı dişlerin kronundan kök uçlarına doğru azalmaktadır. Transversal düzlemde meydana gelen yer değiştirme en fazla kanin dişte olmak üzere sırasıyla, lateral ve santral dişin distoinsizalinde distopalatal yönde görülmüştür. Vertikal düzlemde en fazla yer değiştirme kanin ve lateral diş kronunda gözlenmiştir.

Posterior Dişlerde Yer Değiştirme

Tüm modellerde 2. premolar ve 1. molar diş kronları palatinal yönde, kökleri ise bukkal yönde yer değiştirmiştir. Ayrıca kanin dişte palatinal yönde yer değişikliğini artıran durumlar (daha uzun kuvvet kolu uygulanması, kuvvet kolu ile ek kuvvet kuvvet uygulama, şeffaf plak aktivasyon miktarının artması) 2. premolar ve 1. molar dişte palatinal yönde hareketi arttırmıştır. Kanin diş kronunun palatinal yöndeki hareketiyle deformasyona uğrayan plak 2. premolar ve 1. molar diş kronlarına palatinal yönlü kuvvet uygulamış olabilir.

Veli ark. ’ları sürtünmeli sistemde SEA yöntemi ile oluşturulan modellerde mini vidadan ve TPA hookundan destek alarak kanin dişin distalizasyonunu gerçekleştirmiş, arka grup dişlerde çalışmamıza benzer olarak palatine devrilme görülmüştür, bu durum telin deformasyonu ile ilişkilendirilmiştir (Veli, 2012).

Çalışmamızda 2. molar dişin distal kısmı bukkal yönlü yer değiştirmiştir. Kanin dişin komşuluğundan uzaklaştıkça plaktaki deformasyon şeklindeki değişimin, arkın en uç dişinin diğer posterior dişlerden daha farklı etkilenmiş olabileceğini düşünüyoruz. Cortona ve ark. bulgularımıza benzer olarak yer değiştirmenin en çok izlendiği bölgeden en uzak diş olan 2. molar dişte hareket gözlemlenmiş, şeffaf plaklarda en fazla deformasyonun plağın distal

kısımında gözlemlendiğini bunun nedenin şeffaf plağın biçiminden ve fiziksel özelliklerinden kaynaklandığını belirtmiştir (Cortona, Rossini, Parrini, Deregibus ve Castroflorio, 2020).

Arka grup dişlerin tümünde distal yönlü hareket izlenmektedir. Şeffaf plak aktivasyonuna ek olarak kanin dişe kuvvet kolu aracılığı ile ek kuvvet uygulanması, şeffaf plağın distalizasyon aktivasyonu arttırdığı için plak deformasyonu arka grup dişlere de distal yönlü kuvvet uygulayacaktır. Dinçyürek ve ark'ları çekimli vakalarda mini vida destekli en masse retraksiyonu ve öncelikle kanin distalizasyonu sonra keser konsolidasyonu olmak üzere 2 aşamalı anterior segment retraksiyonunu karşılaştırmıştır. İki aşamalı retraksiyonda molar dişlerde bulgularımıza benzer şekilde distale devrilme ve intrüzyon gözlemlenmiştir (Dinçyürek, 2009).

1. molar diştten 2. molar dişin distaline doğru artan intrüzyon miktarı, plağın bu bölgedeki gingival yönlü deformasyonuna bağlı olabilir. Yeterince rijit olmayan plak ön bölgede keserlerin palatinalle yer değiştirmesiyle oklüzal yönde deformasyona uğramaktadır. Plağın posterior bölgesi ise gingivale yer değiştirerek arka bölgede 1. molar ve 2. molar dişleri intrüzyona zorlamaktadır.

1. molar diş kronunun distale, kökün mesiale hareketi sadece şeffaf plak aktivasyonu ile kuvvet uygulanan 1. gruptaki model 1'de diğer modellere göre daha fazla bulunmuştur. Kuvvet kolu içeren modellerde distale devrilmenin model 1'e göre daha az olması plaktaki deformasyonun 1. molar diş kronuna daha çok palatinal yönlü hareket ettirmesinden kaynaklı olabilir. Kuvvet kolu uzunluğu arttıkça 1. molar dişin distale devrilmesi minimal düzeyde azalmıştır. Bunun da nedeni kuvvet koluyla ek kuvvet uygulanması sonucu ön keser dişlerin kronunun lingual ve ekstrüzyon hareketinin azalmasıyla, plağın daha az deformasyona uğramasından kaynaklanabilir.

2. premoların hareket yönü kanin dişe benzemektedir. 1. molar ve 2. molar dişler şeffaf plak deformasyonun intrüzyon kuvveti etkisindeyken 2. premolar dişin bukkal kanin dişe benzer olarak ekstrüzyona uğramıştır. Kanin dişin yer değiştirmesiyle benzer şekil değişikliğine uğrayan şeffaf plak, 2. premolar diş hareketinin kanin dişine benzer yönde oluşmasını sağlamıştır.

McLaughlin ve ark.'ları bowing etkiyi sagittal düzlemde kesici dişlerin kronunun palatinal yönlü hareketi ve kaninin distal yönlü hareketiyle ön bölgede overbite artması, molar dişlerin kronunun mesiale devrilmesiyle posteriorde openbite oluşması şeklinde tanımlamıştır (McLaughlin, 2001).

Şeffaf plaklarda en masse retraksiyon sırasında 'bowing etkisi' gözlemlenir. Yapılan bir çalışmada en masse retraksiyon sırasında kanin dişte distalizasyon, ön dişlerde ise linguale

devrilme ekstrüzyon, 2. premolar dişte ise intrüzyon, molar dişlerde mesializasyon gözlemlenmiştir. En masse retraksiyonla birlikte ön bölge dişlerine intrüzyon uygulanan diğer grupta ise ön keser dişler yine linguale devrilmiş ve ekstrüze olmuştur. Bu grupta kanin diş distale ve intrüzyon kuvvetlerine, 2. premolar diş ise mesial ve ekstrüzyon kuvvetine 2. molar diş ise intrüzyon ve distalize edici kuvvete maruz kalmıştır. Bundan dolayı ön bölgede gerçekleştirilen ek intrüzyon plak kuvvetinin bowing etkisini kısmen engellediği fakat ön bölgedeki ekstrüzyonu engelleyemediği belirtilmiştir (Zhu, Hu, ve Li, 2021). Çalışmamızda bowing etkisinin görülmemiştir. Bunun nedeni çekim boşluğu kapatılırken en masse retraksiyon değil sadece kanin retraksiyonu yapılmasından kaynaklanıyor olabilir.

Şeffaf plaklarda çekim boşluğu kapatılırken dişlerde devrilmeyi önlemek amacıyla plak materyalinin rijiditesinin artırılabilceği, ataşman dizaynının değiştirilebileceği, ya da her 4, 5 plak serisinden sonra devrilen dişlerin dikleştirilebileceği belirtilmiştir. Fakat sadece ataşman kullanımının paralel harekete etkisinin çok olmadığı, plakların tedavi sürecindeki etkisi hakkında ise daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulduğu bildirilmiştir (Ho ark., 2021). Çalışmamızda modellerde yardımcı eleman olarak kuvvet kolunun kullanımı dişlerde y ekseninde devrilmeyi azalttığı fakat x ekseninde devrilmeyi arttırdığı bulunmuştur.

Şeffaf Plakta Von Mises Stres ve Deformasyon

Şeffaf plaktaki deformasyon diş hareketinin en fazla olduğu bölgede en çok görülmüştür. Tüm modellerde toplam yer değişikliği en fazla kanin dişte ve kanin dişin distoinsizal bölgesinde olduğundan en fazla deformasyon da bu bölgededir. En çok yer değişikliği olan bölgenin yakın komşuluğunda bulunan lateral ve çekilmiş 1. premolar bölgesini kaplayan plakta da deformasyon miktarı fazladır. Diş hareketleriyle aynı yönde şeffaf plak bölgelerinde deformasyon görülmüştür. En az plak deformasyonu kanin dişten uzakta bulunan santral dişin mesiali, 1. molar ve 2. molar dişte bulunmuştur. Kanin dişin toplam yer değişikliği en fazla model 13 ve model 14'te olduğu için en fazla deformasyon bu bölgeleri örten plakta görünür.

Şeffaf plakta en yüksek Von Mises stres değerinin kanin dişindeki VDA'nın mesialinde görülmesinin nedeni kuvvetin bu bölgeye uygulanıyor olmasındandır. Tüm modellerde çekilmiş 1. premolar diş bölgesini kaplayan plağın proksimal yüzeylerinde artmış Von mises değerinin gözlenmesi ise plağın dişle desteklenmemesinden kaynaklı olabilir.

Şeffaf plak aktivasyon miktarının artması, kuvvet koluyla ek kuvvet uygulanması ve kuvvet kolu uzunluğunun artmasıyla kanin kronun palatine devrilmesi artacağından kanin

dişin bukkal kole bölgesinde daha yüksek değerde Von Mises stresin meydana geldiğini düşünmekteyiz.

Mini Vida

Çalışmamızda kanin diş distalizasyon kuvveti mini vidadan direkt ankraj alınarak kuvvet kolu aracılığı ile uygulanmıştır. Tüm mini vidalarda boyun bölgesine yakın 1. ve 2. vida yivinde stresin yoğunlaştığı görülmüştür. Vidadaki Von Mises stres boyun bölgesinden uzaklaştıkça azalmıştır.

Çalışmamıza benzer olarak Zhang ve ark, mini vidadaki en yüksek stres değerini mini vidanın boyun bölgesinde olduğunu ve vidadaki stresin kortikal kemikten spongioz kemiğe doğru azaldığını belirtmişlerdir (Zhang, Zhang, ve Feng, 2005). Ammar ve ark. da SEA yöntemi ile yaptıkları çalışmada mini vida destekli alt kanin distalizasyonunda en yüksek stres değerinin mini vidanın boyun bölgesinde olduğunu bildirmişlerdir (Ammar, Ngan, Crout, Mucino, ve Mukdadi, 2011). Çalışma bulgularımız Zhang ve ark., Ammar ve ark.'larının sonuçları ile örtüşmektedir.

Kuvvet Kolu

Her modelde uzunluk artıkça stres artmaktadır. Yalnız PÇ kuvvet kolundaki stres aynı uzunluktaki KFGK kuvvet kolundan hep daha fazladır. Stresin en yoğun olduğu yer KFGK kuvvet kolunda daha diş etine yakın konumlanmıştır. KFGK kuvvet kolunda stresin atışmandan daha uzakta konumlanıyor olması, KFGK'nın kompozitle bağlantısının iyi olması (Freudenthalerark., 2001; Meiers ark., 2003) ve KFGK kuvvet kolunda oluşan stres değerinin daha düşük olması şeffaf plak tedavisinde önemli rol oynayan atışmanlarda oluşabilecek deformasyonu azaltabilir. Ayrıca PÇ zamanla korozyona uğrayıp ağız ortamına nikel yayabilir (Tosun, 1999). Bu durumlarda nikel alerjisi olan bireylerde KFGK kuvvet kolunun PÇ kuvvet koluna alternatif olarak kullanılabileceğini düşünmekteyiz.

Elastik modülüsü yakın olan KFGK ve PÇ kuvvet kollarının diş hareketlerinde ve çevre dokudaki stres dağılımında da benzer etkiye sahip olduğu bulunmuştur. Materyallerin farklı olmasına rağmen sonuçların çok benzer olması uygulanan kuvvette birbirlerine çok yakın mekanik davranış göstermelerinden kaynaklanıyor olabilir.

Çalışmamızda, uzun kuvvet kolu içeren ve şeffaf plak aktivasyonunun fazla olduğu modellerde mini vida bölgesinde meydana gelen çekme stresinin de daha yüksek olduğu görülmüştür.

Aynı uzunluktaki PÇ ve KFGK kuvvet kolları içeren modellerde mini vida uygulanan alveolar kemikte benzer stres değeri gözlenmiştir. Bu sonuç, benzer rijiditeye sahip olan kuvvet kollarından aynı miktar kuvvet uygulandığından kaynaklanıyor olabilir.

Mini vidaya uygulanan kuvvetin yönü ve şiddeti ile mini vida yerleştirilen alanda hangi tip gerilmenin hangi bölgede hangi miktar oluşacağını belirleneceğini düşünüyoruz. 2. grupta kanin dişe uygulanan kuvvet miktarının daha fazla olması, vida çekme yönünde hareket etmeye zorlar bu yüzden alveoler kemiğin mesial bölgesinde baskı stresi, karşıt bölgesinde de çekme stresi oluşmaktadır.

6. SONUÇ

Bu tez çalışmasından elde edilen bulgulara göre;

1. Şeffaf plaklarda kuvvet kolu uygulaması sagittal ekseninde dişlerin paralel hareketini sağlamaya yardımcı olmuş fakat transversal düzlemde dişlerin devrilmesini arttırmıştır.

2. Çalışmamızdaki modellerde kanin dişe uygulanan kuvvetle kanin dişte yer değiştirme meydana gelmiştir. Yer değiştime sonucu oluşan plak deformasyonu yönü arktaki diğer dişlerin hareket yönünü etkilemiştir.

3. Şeffaf plak aktivasyonunda ve kuvvet kolu uzunluğundaki artış plak deformasyonunu, dişlerin, mini vidanın ve PDL'nin stresini arttırmıştır.

4. KFGK kuvvet kolu ile PÇ kuvvet koluyla karşılaştırıldığında diş hareketlerinde benzer sonuç görülmüştür. Fakat KFGK iç yapısında daha az stres birikimi olmuş, stres bölgesi ataşmandan daha uzakta konumlanmıştır. Bu durum KFGK kuvvet kolu içeren modellerde ataşmanın daha az deformasyona uğramasına neden olabileceğinden PÇ'ye alternatif olarak kullanılabileceği yönünde umut vaat etmektedir. Ancak bu alandaki tek çalışma olduğundan diğer çalışmalarla birlikte daha geniş bir perspektifte değerlendirilmesi gerekmektedir.

7.KAYNAKÇA

- A. Ramalho, P. V. A. (2007). Reciprocating wear test of dental composites against human teeth and glass. doi: doi:10.1016/j.wear.2007.01.086
- A.Thurzo, F. K., Bohuslav Novák, Ladislav Czako and Ivan Varga. (2021). Three-Dimensional Modeling and 3D Printing of Biocompatible Orthodontic Power-Arm Design with Clinical Application. *Applied Sciences*, 11(20). doi: <https://doi.org/10.3390/app11209693>
- Al-Sukhun, J., Kelleway, J., ve Helenius, M. (2007). Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *J Biomed Mater Res A*, 80(1), 234-246. doi: 10.1002/jbm.a.30894
- Ali, S. A., ve Miethke, H. R. (2012). Invisalign, an innovative invisible orthodontic appliance to correct malocclusions: advantages and limitations. *Dent Update*, 39(4), 254-256, 258-260. doi: 10.12968/denu.2012.39.4.254
- Align Technology, I. (2002). *The Invisalign reference guide*. . Santa Clara, Calif.
- Ammar, H. H., Ngan, P., Crout, R. J., Mucino, V. H., ve Mukdadi, O. M. (2011). Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139(1), e59-71. doi: 10.1016/j.ajodo.2010.09.020
- Aydin, C., Yilmaz, H., ve Caglar, A. (2002). Effect of glass fiber reinforcement on the flexural strength of different denture base resins. *Quintessence Int*, 33(6), 457-463.
- Barbagallo, L. J., Shen, G., Jones, A. S., Swain, M. V., Petocz, P., ve Darendeliler, M. A. (2008). A novel pressure film approach for determining the force imparted by clear removable thermoplastic appliances. *Ann Biomed Eng*, 36(2), 335-341. doi: 10.1007/s10439-007-9424-5
- Baschnagel, F., Hardi, R., Triantafyllidis, Z., Meier, U., ve Terrasi, G. P. (2018). Fatigue and Durability of Laminated Carbon Fibre Reinforced Polymer Straps for Bridge Suspenders. *Polymers (Basel)*, 10(2). doi: 10.3390/polym10020169
- Baum, A. T. (1975). The rationale for esthetic orthodontic treatment in the adult patient. *Am J Orthod*, 67(3), 304-315. doi: 10.1016/0002-9416(75)90052-4
- Bollen, A. M., Huang, G., King, G., Hujoel, P., ve Ma, T. (2003). Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 1: Ability to complete treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124(5), 496-501. doi: 10.1016/s0889-5406(03)00576-6
- Bowman, S. J. (2017). Improving the predictability of clear aligners. 23(1), 65-75. doi: <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2016.10.005>
- Bowman, S. J., Celenza, F., Sparaga, J., Papadopoulos, M. A., Ojima, K., ve Lin, J. C. (2015). Creative adjuncts for clear aligners, part 3: Extraction and interdisciplinary treatment. *J Clin Orthod*, 49(4), 249-262.
- Boyd, R. L. (2005). Increasing the predictability of quality results with Invisalign. *Proceedings of the Illinois Society of Orthodontists*, 3.
- Brantley WA, E. T. (2001). *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects* (1 ed.). New York: Thieme.
- Brezniak, N. (2008). The clear plastic appliance: a biomechanical point of view. *Angle Orthod*, 78(2), 381-382. doi: 10.2319/0003-3219(2008)078[0381:TCPA]2.0.CO;2
- Burstone, C. J. (1962). *The Biomechanics of Tooth Movement*. Philadelphia: Lea ve Febiger.
- Burstone, C. J. (1966). The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthod*, 36(2), 99-120. doi: 10.1043/0003-3219(1966)036<0099:TMOTSA>2.0.CO;2

- Burstone, C. J., ve Pryputniewicz, R. J. (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod*, 77(4), 396-409. doi: 10.1016/0002-9416(80)90105-0
- C. J. Burstone, A. J. K. (2000). Fiber-Reinforced Composites in Orthodontics. *J Clin Orthod*, 34, 271-279
- C. T. Ho, Y. T. H., C.W.Chao. (2021). Effects of different aligner materials and attachments on orthodontic behavior. *J Dent Sci*, 16(3), 1001-1009. doi: 10.1016/j.jds.2021.01.011
- C.Elanchezhian, B. V. R., G.Ramakrishnan, K.N.Sripada Raghavendra, MithunMuralidharan, V.Kishore. (2018). Review on metal matrix composites for marine applications. *materialstoday: proceedings*, 5(1), 1211-1218. doi: <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2017.11.203>
- Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., Lena, A., Scribante, A., Vallittu, P. K., ve Lassila, L. V. (2007). Flexural strengths of fiber-reinforced composites polymerized with conventional light-curing and additional postcuring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132(4), 524-527. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.09.036
- Castroflorio, T., Garino, F., Lazzaro, A., ve Debernardi, C. (2013). Upper-incisor root control with Invisalign appliances. *J Clin Orthod*, 47(6), 346-351; quiz 387.
- Cattaneo, P. M., Dalstra, M., ve Melsen, B. (2005). The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res*, 84(5), 428-433. doi: 10.1177/154405910508400506
- Chang, D. M.-J. (2019). Introduction to Invisalign Smart Technology: Attachments Design, and Recall-Checks. *J Digital Orthod*, 54, 80-95.
- Charalampakis, O., Iliadi, A., Ueno, H., Oliver, D. R., ve Kim, K. B. (2018). Accuracy of clear aligners: A retrospective study of patients who needed refinement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 154(1), 47-54. doi: 10.1016/j.ajodo.2017.11.028
- Chenin, D. A., Trosien, A. H., Fong, P. F., Miller, R. A., ve Lee, R. S. (2003). Orthodontic treatment with a series of removable appliances. *J Am Dent Assoc*, 134(9), 1232-1239. doi: 10.14219/jada.archive.2003.0358
- Chudasama, D., ve Sheridan, J. J. (2007). Guidelines for contemporary air-rotor stripping. *J Clin Orthod*, 41(6), 315-320.
- Comba, B., Parrini, S., Rossini, G., Castroflorio, T., ve Deregibus, A. (2017). A Three-Dimensional Finite Element Analysis of Upper-Canine Distalization with Clear Aligners, Composite Attachments, and Class II Elastics. *J Clin Orthod*, 51(1), 24-28.
- Cortona, A., Rossini, G., Parrini, S., Deregibus, A., ve Castroflorio, T. (2020). Clear aligner orthodontic therapy of rotated mandibular round-shaped teeth: A finite element study. *Angle Orthod*, 90(2), 247-254. doi: 10.2319/020719-86.1
- Cottingham, L. L. (1969). Gnathologic clear plastic positioner. *Am J Orthod*, 55(1), 23-31. doi: 10.1016/s0002-9416(69)90171-7
- Çağrı Ulusoy, N. D. (2008). Çenelik Uygulamasının Mandibula Üzerinde Oluşturduğu Gerilmenin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(2), 25 - 32.
- Çifter, M. (2007). *Üst Çene Posterior Dişlerinin Mikro-implant Destekli İntrüzyonunda Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi*. (doktora), İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Dasy, H., Dasy, A., Asatrian, G., Rozsa, N., Lee, H. F., ve Kwak, J. H. (2015). Effects of variable attachment shapes and aligner material on aligner retention. *Angle Orthod*, 85(6), 934-940. doi: 10.2319/091014-637.1
- De Clerck, H., Geerinckx, V., ve Siciliano, S. (2002). The Zygoma Anchorage System. *J Clin Orthod*, 36(8), 455-459.

- Dinçyürek, K. G. (2009). *Mikrovida İmplant Ankrağı Kullanılan Çekimli Vakalarda Anterior Segmentin Kütleli (En Masse) Retraksiyonu ile İki Aşamalı Retraksiyonunun Karşılaştırılması Olarak İncelenmesi*. (Doktora Tezi), Başkent Üniversitesi / Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- Djeu, G., Shelton, C., ve Maganzini, A. (2005). Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128(3), 292-298; discussion 298. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.06.002
- Drake, C. T., McGorray, S. P., Dolce, C., Nair, M., ve Wheeler, T. T. (2012). Orthodontic tooth movement with clear aligners. *ISRN Dent*, 2012, 657973. doi: 10.5402/2012/657973
- Düzgen, A. (2021). *Ortodonti Şeffaf Plak Tekniği ile Gerçekleştirilen Kanin Distalizasyonunun Değerlendirilmesi 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi*. (Uzmanlık), Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Gaziantep.
- Ebrahimi, F. (2012). *Finite Element Analysis: New Trends and Developments*: Intechopen.
- Elkholy, F., Mikhael, B., Repky, S., Schmidt, F., ve Lapatki, B. G. (2019). Effect of different attachment geometries on the mechanical load exerted by PETG aligners during derotation of mandibular canines : An in vitro study. *J Orofac Orthop*, 80(6), 315-326. doi: 10.1007/s00056-019-00193-7
- Elkholy, F., Schmidt, F., Jager, R., ve Lapatki, B. G. (2016). 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*, 86(6), 883-890. doi: 10.2319/011316-37R.1
- Elkholy, F., Schmidt, F., Jager, R., ve Lapatki, B. G. (2017). Forces and moments applied during derotation of a maxillary central incisor with thinner aligners: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 151(2), 407-415. doi: 10.1016/j.ajodo.2016.08.020
- Elsasser, W. A. (1950). Some observations on the history and uses of the Kesling positioner. *Am J Orthod*, 36(5), 368-374. doi: 10.1016/0002-9416(50)90076-5
- Ertürk, T. (2008). *Anterior dişlerin mikroimplant desteği ile intrüze edilerek retrakte edilmesi sırasında meydana gelen değişikliklerin sonlu elemanlar analizi İle incelenmesi*. (Doktora Tezi), İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J. C., Pujol, S., . . . Kikinis, R. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn Reson Imaging*, 30(9), 1323-1341. doi: 10.1016/j.mri.2012.05.001
- Fengshan Chen, K. T., Kooji Handa. (2005). Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study. *Angle Orthod*, 75(3), 378-385. doi: 10.1043/0003-3219(2005)75[378:AEOVSP]2.0.CO;2
- Fiasconaro, J. E., ve Sherman, H. (1968). Vacuum-formed prostheses. I. A temporary fixed bridge or splint. *J Am Dent Assoc*, 76(1), 74-78. doi: 10.14219/jada.archive.1968.0021
- Foster, T. (1990). *A text book of orthodontics* (3 ed.). London: Wiley-Blackwell.
- Freudenthaler, J. W., Tischler, G. K., ve Burstone, C. J. (2001). Bond strength of fiber-reinforced composite bars for orthodontic attachment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 120(6), 648-653. doi: 10.1067/mod.2001.118779
- Gautam, P., Valiathan, A., ve Adhikari, R. (2009). Skeletal response to maxillary protraction with and without maxillary expansion: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135(6), 723-728. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.06.016
- Geramy, A. (2000). Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method). *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 117(4), 399-405. doi: 10.1016/s0889-5406(00)70159-4

- Geramy, A. (2002). Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *Eur J Orthod*, 24(1), 21-33. doi: 10.1093/ejo/24.1.21
- Gerhard A. Holzapfel, R. W. O. (2006). *Mechanics of Biological Tissue* (Springer; 2006th edition ed.): springer.
- Gomez, J. P., Pena, F. M., Martinez, V., Giraldo, D. C., ve Cardona, C. I. (2015). Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod*, 85(3), 454-460. doi: 10.2319/050714-330.1
- Graber, V., Vig. (2012). *Orthodontics; current principles and techniques* (Vol. 5): elsevier.
- Graber, V., Vig, Huang. (2016). *Current Principles and Techniques* (Vol. 6): Elsevier.
- H. L.Huang , J. S. H., C. C. Ko,J.T. Hsu,C.H. Chang, M.Y.Chen (2005). Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*, 16(4), 466-472. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01124.x
- H.D.Kesling. (1945). The philosophy of the tooth positioning appliance. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 31(6), 297-304. doi: [https://doi.org/10.1016/0096-6347\(45\)90101-3](https://doi.org/10.1016/0096-6347(45)90101-3)
- H.Nahoum. (1964). The vacuum formed dental contour appliance. *N Y State Dent J*, 9.
- Hennessy, J., Garvey, T., ve Al-Awadhi, E. A. (2016). A randomized clinical trial comparing mandibular incisor proclination produced by fixed labial appliances and clear aligners. *Angle Orthod*, 86(5), 706-712. doi: 10.2319/101415-686.1
- Ho, C. T., Huang, Y. T., Chao, C. W., Huang, T. H., ve Kao, C. T. (2021). Effects of different aligner materials and attachments on orthodontic behavior. *J Dent Sci*, 16(3), 1001-1009. doi: 10.1016/j.jds.2021.01.011
- Houle, J. P., Piedade, L., Todescan, R., Jr., ve Pinheiro, F. H. (2017). The predictability of transverse changes with Invisalign. *Angle Orthod*, 87(1), 19-24. doi: 10.2319/122115-875.1
- Howard E.Strassler, D. C. L. S. (2007). Esthetic Considerations when Splinting with Fiber-Reinforced Composites. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 507-524. doi: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2006.12.004>
- Huffman, D. J., ve Way, D. C. (1983). A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes. *Am J Orthod*, 83(6), 453-459.
- Hughes, T. (2000). *The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis* (1 ed.): Dover.
- J. J. Sheridan, K. H., P. Armbruste. (2003). *The Essix appliance technology: applications, fabrication and rationale* (Vol. 124): Am J Orthod Dentofac Orthop.
- J.Y.Tominaga, M. T., Y.Koga,C.Gonzales, M.Kobayashi, N.Yoshida. (2009). Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. *Angle Orthod*, 79(6), 1102-1107. doi: 10.2319/111608-587R.1
- Jing, Y., Han, X., Cheng, B., ve Bai, D. (2013). Three-dimensional FEM analysis of stress distribution in dynamic maxillary canine movement. *Chinese Science Bulletin*, 58(20), 2454-2459. doi: 10.1007/s11434-013-5729-y
- Joffe, L. (2003). Invisalign: early experiences. *J Orthod*, 30(4), 348-352. doi: 10.1093/ortho/30.4.348
- Johnson, G., Walker, M. P., ve Kula, K. (2005). Fracture strength of ceramic bracket tie wings subjected to tension. *Angle Orthod*, 75(1), 95-100. doi: 10.1043/0003-3219(2005)075<0095:FSOCBT>2.0.CO;2

- K.Hong, B. K., E.Eghan-Acquah, B. W. Lee. (2021). Efficient Design of a Clear Aligner Attachment to Induce Bodily Tooth Movement in Orthodontic Treatment Using Finite Element Analysis. *Materials (Basel)*, 14(17). doi: 10.3390/ma14174926
- Karras, T., Singh, M., Karkazis, E., Liu, D., Nimeri, G., ve Ahuja, B. (2021). Efficacy of Invisalign attachments: A retrospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 160(2), 250-258. doi: 10.1016/j.ajodo.2020.04.028
- Kathuria, A., Kavitha, M., ve Khetarpal, S. (2011). Ex vivo fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors restored with fiber-reinforced composite posts and experimental dentin posts. *J Conserv Dent*, 14(4), 401-405. doi: 10.4103/0972-0707.87211
- Ke, Y., Zhu, Y., ve Zhu, M. (2019). A comparison of treatment effectiveness between clear aligner and fixed appliance therapies. *BMC Oral Health*, 19(1), 24. doi: 10.1186/s12903-018-0695-z
- Kerosuo, H., Moe, G., ve Kleven, E. (1995). In vitro release of nickel and chromium from different types of simulated orthodontic appliances. *Angle Orthod*, 65(2), 111-116. doi: 10.1043/0003-3219(1995)065<0111:IVRONA>2.0.CO;2
- Kevin B. Miller, S. P. M., Randy Womack, Jerome Gibson, Teresa A. Dolan, Timothy T. Wheeler. (2007). A comparison of treatment impacts between Invisalign aligner and fixed appliance therapy during the first week of treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131(3), 302.E301-302.E309. doi: DOI:https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.05.031
- Klein, B. M. (2013). *A cephalometric study of adult mild class II nonextraction with the invisalign system*. Saint Louis University.
- Köne, İ. T. (2009). *Lingual ve Labial Ortodontik Tedavide Çekim Boşluklarının Kapatılması Sırasında Oluşan Diş Hareketlerinin Fem Analizi İle İncelenmesi*. (Doktora), İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Kravitz, N. D., Kusnoto, B., BeGole, E., Obrez, A., ve Agran, B. (2009). How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135(1), 27-35. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.05.018
- Kumbuloglu, O., Saracoglu, A., Cura, C., ve User, A. (2011). Bonded orthodontic retainer and fixed partial denture made with fiber reinforced composite resin. *Eur J Dent*, 5(2), 237-240.
- Kuo, E. M., R. J. (2003). Automated custom-manufacturing technology in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123(5), 578-581. doi: 10.1067/mod.2003.S0889540603000519
- Kusy, R. P. (2005). Influence of force systems on archwire-bracket combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 127(3), 333-342. doi: 10.1016/j.ajodo.2004.07.037
- Ledley, R. S., ve Huang, H. K. (1968). Linear model of tooth displacement by applied forces. *J Dent Res*, 47(3), 427-432. doi: 10.1177/00220345680470031401
- Lee, B. W. (1965). Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied. *J Dent Res*, 44(5), 1053. doi: 10.1177/00220345650440051001
- Levrini, L., Carganico, A., ve Abbate, L. (2021). Maxillary expansion with clear aligners in the mixed dentition: A preliminary study with Invisalign(R) First system. *Eur J Paediatr Dent*, 22(2), 125-128. doi: 10.23804/ejpd.2021.22.02.7
- Lexie Y Lin, C. H. C., W. Eugene Roberts. (2020). Bimaxillary protrusion and gummy smile treated with clear aligners: Closing premolar extraction spaces with bone screw anchorage. *POS Trends Orthod*, 10(2), 120-131. doi: 10.25259/APOS_45_2020

- Li, R., She, W., Luo, Y., Wang, J., Peng, Y., ve Ye, Q. (2022). The optimal activation of plastic aligner for canine distal movement: a three-dimensional finite element analysis. *Odontology*, 110(2), 305-312. doi: 10.1007/s10266-021-00663-8
- Li, W., Wang, S., ve Zhang, Y. (2015). The effectiveness of the Invisalign appliance in extraction cases using the the ABO model grading system: a multicenter randomized controlled trial. *Int J Clin Exp Med*, 8(5), 8276-8282.
- Liu, L., Zhan, Q., Zhou, J., Kuang, Q., Yan, X., Zhang, X., . . . Long, H. (2021). Effectiveness of an anterior mini-screw in achieving incisor intrusion and palatal root torque for anterior retraction with clear aligners. *Angle Orthod*, 91(6), 794-803. doi: 10.2319/120420-982.1
- Lombardo, L., Arreghini, A., Ramina, F., Huanca Ghislanzoni, L. T., ve Siciliani, G. (2017). Predictability of orthodontic movement with orthodontic aligners: a retrospective study. *Prog Orthod*, 18(1), 35. doi: 10.1186/s40510-017-0190-0
- M. Mutahhar Ulusoy, K. A. (2003). *Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi.
- Ma, Y., ve Li, S. (2021). The optimal orthodontic displacement of clear aligner for mild, moderate and severe periodontal conditions: an in vitro study in a periodontally compromised individual using the finite element model. *BMC Oral Health*, 21(1), 109. doi: 10.1186/s12903-021-01474-7
- MA.Güngör, M. D., C.Artunç. (2005). Diş Hekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri. *EÜ Diş Hek. Fak. Derg.*, 26, 107-116.
- McGuinness, N., Wilson, A. N., Jones, M., Middleton, J., ve Robertson, N. R. (1992). Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament--a finite element study. *Angle Orthod*, 62(1), 15-22. doi: 10.1043/0003-3219(1992)062<0015:SIBELAI>2.0.CO;2
- McGuinness, N. J., Wilson, A. N., Jones, M. L., ve Middleton, J. (1991). A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *Eur J Orthod*, 13(3), 231-242. doi: 10.1093/ejo/13.3.231
- McLaughlin, R., Bennett, JC., Trevisi, HJ. (2001). *Systemized Orthodontic Treatment Mechanics* (2 ed.). Edinburg: Mosby.
- Meiers, J. C., Kazemi, R. B., ve Donadio, M. (2003). The influence of fiber reinforcement of composites on shear bond strengths to enamel. *J Prosthet Dent*, 89(4), 388-393. doi: 10.1067/mps.2003.87
- Meng Zhang, J. P. M. (2012). E-Glass Fiber Reinforced Composites in Dental Applications. *Silicon*, 4, 73-78. doi: https://doi.org/10.1007/s12633-011-9075-x
- Middleton, J., Jones, M., ve Wilson, A. (1996). The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 109(2), 155-162. doi: 10.1016/s0889-5406(96)70176-2
- Moaveni, S. (2014). *Finite Element Analysis: Theory and Application with ANSYS* (Vol. 4): Pearson.
- Moyers, R. (1958). *Handbook of Orthodontics*: Year Book Medical Pub
- N.D.Kravitz, B. K., B.Agran,G.Viana. (2008). Influence of attachments and interproximal reduction on the accuracy of canine rotation with Invisalign. A prospective clinical study. *Angle Orthod*, 78(4), 682-687. doi: 10.2319/0003-3219(2008)078[0682:IOAAIR]2.0.CO;2
- Nahoum, H. I. (2014). Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 146(5), 545-546. doi: 10.1016/j.ajodo.2014.08.006
- Nanda R, K. A. (1997). *Principles of Biomechanics*: St. Louis Elsevier Saunders.
- Natnicha Pariyatdulapak, P. C., Toemsak Sriksirin,NitaViwattanatipa. (2021). Bond strength of orthodontic buttons on clearaligner materials. *Orthodontic Waves*, 80(4), 224-231. doi: https://doi.org/10.1080/13440241.2021.1972243

- Nedwed, V., ve Miethke, R. R. (2005). Motivation, acceptance and problems of invisalign patients. *J Orofac Orthop*, 66(2), 162-173. doi: 10.1007/s00056-005-0429-0
- Nuo Xu, X. L., Xiaoli Yang, Xinhui Li, Zhenlin Ge (2018). *Three-dimensional finite element analysis on canine teeth distalization by different accessories of bracket-free invisible orthodontics technology*. Paper presented at the AIP Conference Proceedings.
- O, R. (1926). *A gum-massaging appliance in the treatment of pyorrhea*: Dent Cosmos.
- Papageorgiou, I. S. (2005). The center of resistance of teeth in Orthodontics. *Hell Orthod Rev*, 8, 41-45.
- Park, Y., Hartsfield, J. K., Katona, T. R., ve Eugene Roberts, W. (2008). Tooth positioner effects on occlusal contacts and treatment outcomes. *Angle Orthod*, 78(6), 1050-1056. doi: 10.2319/070307-307.1
- Paulson, R. C., Speidel, T. M., ve Isaacson, R. J. (1970). A laminagraphic study of cuspid retraction versus molar anchorage loss. *Angle Orthod*, 40(1), 20-27. doi: 10.1043/0003-3219(1970)040<0020:ALSOCR>2.0.CO;2
- Pavoni, C., Lione, R., Lagana, G., ve Cozza, P. (2011). Self-ligating versus Invisalign: analysis of dento-alveolar effects. *Ann Stomatol (Roma)*, 2(1-2), 23-27.
- Phan, X., ve Ling, P. H. (2007). Clinical limitations of Invisalign. *J Can Dent Assoc*, 73(3), 263-266.
- Piyas Chowdhury, H. S., Richard George Rateick. (2018). Damage tolerance of carbon-carbon composites in aerospace application. *Carbon*, 126, 382-393. doi: 10.1016/j.carbon.2017.10.019
- Ponitz, R. J. (1971). Invisible retainers. *Am J Orthod*, 59(3), 266-272. doi: 10.1016/0002-9416(71)90099-6
- Pravindevasprasad, A., ve Therese, B. A. (2013). Tooth positioners and their effects on treatment outcome. *J Nat Sci Biol Med*, 4(2), 298-301. doi: 10.4103/0976-9668.116975
- Proffit, W. R. (2007). *Contemporary Orthodontics* (Fourth Edition ed.): Mosby Elsevier.
- Proffit WR, F. H., Sarver DM. (2007). *Contemporary orthodontics*: Mosby Elsevier.
- Rainer-Reginald Miethke, S. V. (2005). A comparison of the periodontal health of patients during treatment with the Invisalign system and with fixed orthodontic appliances. *J Orofac Orthop*, 66(3), 219-229. doi: 10.1007/s00056-005-0436-1
- Raju, A. G., Jaishree Garg, Preeti Bhattacharya, Deepak K Agarwal, Abhishek Agarwal. (2012). Evaluation of the shear bond strength of fiber-reinforced composite using different adhesive systems. *J NTR Univ Health Sci* 1(4), 249-252. doi: 10.4103/2277-8632.105117
- Reitan, K. (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 43(1), 32-45. doi: [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(57\)90114-8](https://doi.org/10.1016/0002-9416(57)90114-8)
- Remensnyder, O. (1926). *A gum-massaging appliance in the treatment of pyorrhea*. *DentCosm*, 68(28), 381-384.
- Remensnyder, O. (1928). *Dental massage device*. SAGINAW, MICHIGAN.
- RJ, S. (1964). An Analysis of second premolar extraction procedures. *Angle Orthod*, 34, 292-302. doi: [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1964\)034<0292:AAOSPE>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1964)034<0292:AAOSPE>2.0.CO;2)
- Robert L. Boyd, V. W. (2001). Three-dimensional diagnosis and orthodontic treatment of complex malocclusions with the invisalign appliance. 7(4), 274-293. doi: <https://doi.org/10.1053/sodo.2001.25414>
- Rose, E., Frucht, S., ve Jonas, I. E. (2002). Clinical comparison of a multistranded wire and a direct-bonded polyethylene ribbon-reinforced resin composite used for lingual retention. *Quintessence Int*, 33(8), 579-583.

- Rossini, G., Parrini, S., Castroflorio, T., Deregibus, A., ve Debernardi, C. L. (2015). Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod*, 85(5), 881-889. doi: 10.2319/061614-436.1
- Rosvall, M. D., Fields, H. W., Ziuchkovski, J., Rosenstiel, S. F., ve Johnston, W. M. (2009). Attractiveness, acceptability, and value of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135(3), 276 e271-212; discussion 276-277. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.09.020
- S. J. Bowman, F. C., J. Sparaga, M. A. Papadopoulos, K. Ojima, J. C. Lin. (2015). Creative adjuncts for clear aligners, part 1: Class II treatment. *J Clin Orthod*, 49(2), 83-94.
- Sandhya V, A. A., Reddy Vinay P, Mahendra S, Chandrashekar BS, Aravind. (2021). Biomechanical Effects of Torquing on Upper Central Incisor with Thermoplastic Aligner: A Comparative Three-Dimensional Finite Element Study with and Without Auxillaries. *Journal of Indian Orthodontic Society*, 56(1), 49-56.
- Scribante, A., Vallittu, P. K., ve Ozcan, M. (2018). Fiber-Reinforced Composites for Dental Applications. *Biomed Res Int*, 2018, 4734986. doi: 10.1155/2018/4734986
- Sheridan, J. J., Armbruster, P., Nguyen, P., ve Pulitzer, S. (2004). Tooth movement with Essix mounding. *J Clin Orthod*, 38(8), 435-441.
- Sheridan, J. J., LeDoux, W., ve McMinn, R. (1993). Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention. *J Clin Orthod*, 27(1), 37-45.
- Sheridan, J. J., McMinn, R., ve LeDoux, W. (1995). Essix thermosealed appliances: various orthodontic uses. *J Clin Orthod*, 29(2), 108-113.
- Sia, S., Koga, Y., ve Yoshida, N. (2007). Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics. An in vivo study. *Angle Orthod*, 77(6), 999-1003. doi: 10.2319/112206-478
- Sıdıka AKDENİZ, E. E. (2019). Maksilla Anterior Bölgede Karbon Fiber Takviyeli Poli-Eter-Eter-Keton İmplantların Çevre Kemikte Oluşturduğu Streslerin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. *European Journal of Research in Dentistry*, 3, 96 - 102. doi: <https://doi.org/10.35333/ERD.2019.105>
- Simon, M., Keilig, L., Schwarze, J., Jung, B. A., ve Bourauel, C. (2014). Treatment outcome and efficacy of an aligner technique--regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC Oral Health*, 14, 68. doi: 10.1186/1472-6831-14-68
- Smith, R. J., ve Burstone, C. J. (1984). Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod*, 85(4), 294-307. doi: 10.1016/0002-9416(84)90187-8
- Sriekha, A., ve Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res*, 21(3), 425-432. doi: 10.4103/0970-9290.70813
- Strassler, H. E. (1995). Aesthetic management of traumatized anterior teeth. *Dent Clin North Am*, 39(1), 181-202.
- T. Lou, A. M. (2020). An Historical Overview of Clear Aligner Therapy The Evolution of Clear Aligners.
- T.M. Graber, J. R. L. V. (2000). *Orthodontics: Current Principles and Techniques* (3 ed.): Mosby.
- Tai, S. (2019). *Clear Aligner Technique*: Quintessence.
- Takemoto, G. S. K. (2003). *Invisible orthodontics: current concepts and solutions in lingual orthodontics*. Berlin London: Quintessence Books.
- Tanne, K., Sakuda, M., ve Burstone, C. J. (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 92(6), 499-505. doi: 10.1016/0889-5406(87)90232-0
- Thorsten Grünheid, C. L., Brent E Larson. (2017). How accurate is Invisalign in nonextraction cases? Are predicted tooth positions achieved? *Angle Orthod*, 87(6), 809-815. doi: 10.2319/022717-147.1

- Toms, S. R., Lemons, J. E., Bartolucci, A. A., ve Eberhardt, A. W. (2002). Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122(2), 174-179. doi: 10.1067/mod.2002.124997
- Tosun, Y. (1999). *Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri*, . İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi.
- Tuncay, O. C. (2006). *The Invisalign System*. London,Chicago: Quintessence.
- Uzuner, E. D. (2001). *Sabit Ortodontik Tedavide Kanin Retraksiyonu Safhasında Kanin Dişe Uygulanan Kortikotominin Diş Hareketi Üzerine Etkisinin İncelenmesi*. (Doktora Tezi).
- Ülgen, M. (1993). *Ortodontik tedavi prensipleri*. İstanbul.
- Ülgen, M. (2006). *Ortodonti, anomaliler, sefalometri, etiyoloji, büyüme ve gelişim, tanı*, . Ankara: Ankara Üniversitesi Yayınları.
- Vaden, J. L. (2015). Century of the edgewise appliance
APOS Trends Orthod(5), 239-249. doi: 10.4103/2321-1407.169949
- Vaillancourt, H., Pilliar, R. M., ve McCammond, D. (1996). Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11(3), 351-359.
- Valiathan, A., ve Dhar, S. (2006). Fiber Reinforced Composite Arch-Wires in Orthodontics: Function Meets Esthetics. *Trends in biomaterials ve artificial organs*, 20, 16-19.
- Vallittu, P. K., ve Lassila, V. P. (1992). Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J Oral Rehabil*, 19(3), 225-230. doi: 10.1111/j.1365-2842.1992.tb01096.x
- Veli, İ. (2012). *Üst Kanin Distalizasyonunda Oluşan Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi* (Doktora), Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Vlaskalic, V., ve Boyd, R. L. (2002). Clinical evolution of the Invisalign appliance. *J Calif Dent Assoc*, 30(10), 769-776.
- Vollmer, D., Bourauel, C., Maier, K., ve Jager, A. (1999). Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *Eur J Orthod*, 21(6), 633-648. doi: 10.1093/ejo/21.6.633
- Vorhies JM. Short, i. u. o. t. p. a. a. a. o. t. r. T. A. O.-.
- WA Vasconcellos, C. J. C., RC Albuquerque. (2006). Effect of the post geometry and material on the stress distribution of restored upper central incisors using 3D finite element models. Stress distribution on incisors with posts. 6 (3), 139-144. doi: 10.4103/0972-4052.29365
- Waskalic, R. L. B. V. (December 2001). Three-dimensional diagnosis and orthodontic treatment of complex malocclusions with the invisalign appliance. *Volume 7*(Issue 4), Pages 274-293. doi: https://doi.org/10.1053/sodo.2001.25414
- Wells, N. E. (1970). Application of the positioner appliance in orthodontic treatment. *Am J Orthod*, 58(4), 351-366. doi: 10.1016/0002-9416(70)90106-5
- Wheeler, T. T. (2017). Orthodontic clear aligner treatment. *seminar in orthodontic*, 23(1), 83-89. doi: https://doi.org/10.1053/j.sodo.2016.10.009
- Womack, W. R. (2006). Four-premolar extraction treatment with Invisalign. *J Clin Orthod*, 40(8), 493-500.
- Wong, B. H. (2002). Invisalign A to Z. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 121(5), 540-541. doi: 10.1067/mod.2002.123036
- Yokoi, Y., Arai, A., Kawamura, J., Uozumi, T., Usui, Y., ve Okafuji, N. (2019). Effects of Attachment of Plastic Aligner in Closing of Diastema of Maxillary Dentition by Finite Element Method. *J Healthc Eng*, 2019, 1075097. doi: 10.1155/2019/1075097
- Zhang, Y., Zhang, D., ve Feng, C. J. (2005). [A three-dimensional finite element analysis for the biomechanical characteristics of orthodontic anchorage micro-implant]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*, 14(3), 281-283.

Zhu, Y., Hu, W., ve Li, S. (2021). Force changes associated with differential activation of en-masse retraction and/or intrusion with clear aligners. *Korean J Orthod*, 51(1), 32-42.
doi: 10.4041/kjod.2021.51.1.32

Zwemer, T. (1993). *Boucher' s Clinical Dental Terminology*. St. Louis: Mosby.

