

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

ŞEFFAF PLAK TEKNİĞİNDE KULLANILAN FARKLI
KOMPOZİT ATAŞMANLARIN VE ÜÇÜNCÜ MOLAR
VARLIĞININ MAKSİLLER MOLAR DİSTALİZASYONUNA
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR METODU İLE
İNCELENMESİ

Dt. Aşlıhan KUĞUOĞLU

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2023

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

ŞEFFAF PLAK TEKNİĞİNDE KULLANILAN FARKLI
KOMPOZİT ATAŞMANLARIN VE ÜÇÜNCÜ MOLAR
VARLIĞININ MAKSİLLER MOLAR DİSTALİZASYONUNA
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR METODU İLE
İNCELENMESİ

Dt. Aslıhan KUĞUOĞLU

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI: Doç. Dr. Bengisu AKARSU GÜVEN

ANKARA

2023

ONAY SAYFASI



YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

25.10/2023



“*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*”

- (1) *Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.*
- (2) *Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internette paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.*
- (3) *Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilailendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir*. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.*

Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir.

** Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.*

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime önemli katkıları olan, tez çalışmam sırasında değerli bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, yardımını esirgemeyen ve desteğini her zaman hissettiğim saygıdeğer tez danışmanım Doç. Dr. Bengisu AKARSU GÜVEN'e,

Uzmanlık öğrenciliğim boyunca değerli bilgilerini, deneyimlerini benimle paylaşan, desteğini esirgemeyen değerli hocalarım, Ortodonti Ana Bilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Tülin TANER, Prof. Dr. Müge AKSU, Doç. Dr. Hakan EL, Doç. Dr. Banu SAĞLAM AYDINATAY, Dr. Öğr. Üyesi Cenk Ahmet AKCAN, Doç. Dr. Ezgi ATİK ve Doç. Dr. Hande GÖRÜCÜ COŞKUNER'e,

Uzmanlık sürecinde tanıdığım ve beraber çalışma fırsatı bulduğum uzman diş hekimi ve araştırma görevlisi arkadaşlarıma, teknisyenlerimize ve yardımcı personelimize,

Beni büyüten ve yetiştiren, bugünlere gelmemi sağlayan annem Asiye KUĞUOĞLU, babam İbrahim H. KUĞUOĞLU'na, canım dedem rahmetli İbrahim KUĞU'ya

Her zaman gurur duyduğum, sevgili kardeşlerim Sabire Burcu KUĞUOĞLU TURAN, Oğuzhan KUĞUOĞLU ve Miray KUĞUOĞLU'na,

En içten ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

KUGUOĞLU A. Şeffaf Plak Tekniğinde Kullanılan Farklı Kompozit Ataşmanların ve Üçüncü Molar Varlığının Maksiller Molar Distalizasyonuna Etkisinin Sonlu Elemanlar Metodu ile İncelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2023. Amaç: Çalışmamızın amacı şeffaf plak tekniğiyle uygulanan ikinci molar distalizasyonu esnasında üçüncü molar varlığının etkisini FEM (Sonlu Elemanlar Metodu- *Finite Element Method*) ile incelemek ve şeffaf plakla distalizasyon ve distalizasyonla eş zamanlı ekspansiyon uygulamasında farklı ataşman konfigürasyonlarının etkilerini FEM ile inceleyerek karşılaştırmaktır. **Materyal Metod:** Çalışmamız için kabul edilme şartlarını sağlayan hastanın DICOM (Dijital Görüntüleme ve Tıpta İletişim) formatındaki KIBT (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi) görüntüleri ve STL (*Standard Triangle Language*) formatındaki ağız içi tarama görüntüleri kullanılarak maksiller dişler, dişlerin periodontal ligamentleri ve maksiller alveoler kemiğini içeren maksilla dijital modeli oluşturuldu. Maksilla, şeffaf plak ve ataşman dijital modelleri aynı koordinat ekseninde birbirinden bağımsız şekilde birleştirildi ve sonlu elemanlar modelini oluşturmak üzere Ansys® 19,2'ye (Ansys, Inc., Canonsburg, PA) aktarıldı. İki farklı sonlu elemanlar modeli üretilmiştir. Model I'de sağ üçüncü molar diş dışında tüm maksiller dişler mevcuttur ve sol üçüncü molar diş dışında sağ ve sol taraf birbirinin simetriğidir. Sağ ve sol ikinci molar dişlerin bukkal yüzüne birer dikey dikdörtgen ataşman (birinci ataşman konfigürasyonu) yerleştirilmiştir. Model II'de üçüncü molar dişler dışında tüm maksiller dişler mevcuttur ve sağ ve sol taraf birbirinin simetriğidir. Sağ ikinci molar dişin bukkal yüzünde, düz yüzeyleri birbirine zıt yönde olan oklüzal düzlemlerle dik açıda yerleşen iki yarım eliptik konveks ataşman (ikinci ataşman konfigürasyonu) vardır. Sol ikinci molar dişin bukkal ve palatinal yüzünde ise düz yüzeyleri birbirine zıt yönde olan oklüzal düzlemlerle 45° ve 135° açı yapan birer yarım eliptik konveks ataşman (üçüncü ataşman konfigürasyonu) mevcuttur. Üç farklı senaryo için sonlu elemanlar analizi yapıldı. Senaryo I'de model I kullanılarak birinci ataşman konfigürasyonuna sahip ikinci molar dişlerin şeffaf plakla çift taraflı 0,25 mm distalizasyonu simüle edildi. Senaryo II'de model II kullanılarak ikinci molar dişlerin şeffaf plakla çift taraflı 0,25 mm distalizasyonu simüle edildi. Senaryo III'te model II kullanılarak ikinci molar dişlerin şeffaf plakla çift taraflı 0,25 mm distalizasyonu ve eş zamanlı ikinci molar dişler bölgesinde sağ ve sol taraf için 0,5'şer mm dental ekspansiyon simüle edildi. Birinci senaryoda üçüncü molar dişin distalizasyona etkisi incelendi, ikinci senaryoda üç ataşman konfigürasyonu birbirleriyle karşılaştırıldı, üçüncü senaryoda ise ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonları birbirleriyle karşılaştırıldı. **Bulgular:** Birinci senaryonun bulguları, üçüncü molar dişin mevcut olduğu durumda, maksimum toplam yer değiştirmenin %17, kronun farklı noktalarında distale yer değiştirmenin ise %10-22 oranında azaldığını göstermiştir. Üçüncü molar varlığı distale tippingi azaltırken distopalatinal rotasyonu artırmıştır. Birinci ve ikinci senaryodaki üç ataşman konfigürasyonunun etkinlikleri karşılaştırıldığında birinci ve ikinci ataşman konfigürasyonlarının maksimum toplam yer değiştirme, distale yer değiştirme ve distale tippingi benzer ve üçüncü ataşman konfigürasyonundan büyük çıkmıştır. Üç ataşman konfigürasyonu arasında en az distale tipping ve ihmal edilebilecek kadar küçük bukkale tipping ve distopalatinal rotasyonla en paralel diş hareketini üçüncü ataşman konfigürasyonu sağlamıştır. Üçüncü senaryoda iki ataşman konfigürasyonunun etkinlikleri karşılaştırıldığında üçüncü ataşman konfigürasyonunun maksimum toplam, distale ve bukkale yer değiştirmesi ikinci ataşman konfigürasyonunun yaklaşık iki katıdır. Aynı şekilde üçüncü ataşman konfigürasyonunun gösterdiği bukkale, distale tipping ve aksiyel rotasyon miktarı ikinci ataşman konfigürasyonundan büyüktür. Her iki ataşmanda da aksiyel rotasyonlar distobukkal yönde olmuştur. İkinci ataşman konfigürasyonu daha az yer değiştirmeye beraber daha paralel diş hareketi sağlamıştır. **Sonuçlar:** Maksiller üçüncü molar diş varlığı şeffaf plaklarla maksiller ikinci molar dişin distalizasyonunu en az 1/10 oranında azaltmıştır. Dolayısıyla şeffaf plaklarla maksiller molar distalizasyonundan önce üçüncü molar dişlerin ortodontik çekimi, tedavinin etkinliği ve hızı açısından rasyonel bir karardır. Şeffaf plaklarla molar distalizasyonu esnasında en az yer değiştirmeye karşılık en paralel hareketi üçüncü ataşman konfigürasyonu, molar distalizasyonu ile beraber ekspansiyonu esnasında ise ikinci ataşman konfigürasyonu sergilemiştir. Bu iki diş hareketi için ataşman seçimi yaparken dişin rotasyonu ve aksiyel eğimleri, diş destekleyen kemik miktarı ve köklerin sağlığı gibi unsurlar dikkate alınmalıdır.

Anahtar kelimeler: Ataşman, Distalizasyon, Ekspansiyon, Üçüncü molar diş, Şeffaf plak,

ABSTRACT

KUĞUOĞLU A. Investigation of The Effect of Different Composite Attachments Used and The Presence of The Third Molar on Maxillary Molar Distalization in The Clear Aligner Technique Using The Finite Element Method. Hacettepe University, Faculty of Dentistry, Department of Orthodontics, Specialty Thesis, Ankara, 2023. Aim: The aim of our study is to examine the effect of the presence of the third molar during second molar distalization with the clear aligner technique using FEM (Finite Element Method) and to compare the effects of different attachment configurations during distalization and simultaneous expansion with distalization with the clear aligner technique by examining them with FEM. **Material Method:** A digital model of the maxilla, including the maxillary teeth, periodontal ligaments of the teeth and maxillary alveolar bone, was created using CBCT (Cone Beam Computed Tomography) images in DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) format and intraoral scan images in STL (Standard Triangle Language) format of the patient who met the admission conditions for our study. Maxilla, clear aligner and attachment digital models were assembled independently on the same coordinate axis and imported into Ansys® 19.2 (Ansys, Inc., Canonsburg, PA) to create the finite element model. Two different finite element models were produced. In Model I, all maxillary teeth are present except the right third molar tooth, and the right and left sides are symmetrical with each other except the left third molar tooth. A vertical rectangular attachment (first attachment configuration) was placed on the buccal surface of the right and left second molars. In Model II, all maxillary teeth are present except the third molar teeth, and the right and left side are symmetrical to each other. On the buccal surface of the right second molar tooth, there are two semi-elliptical convex attachments (second attachment configuration) located at right angles to the occlusal plane, with their flat surfaces in opposite directions. On the buccal and palatal sides of the left second molar, there is a semi-elliptical convex attachment (third attachment configuration), whose flat surfaces are in opposite directions and make an angle of 45° and 135° with the occlusal plane. Finite element analysis was performed for three different scenarios. In Scenario I, bilateral 0.25 mm distalization of second molars with first attachment configuration with clear aligner was simulated using model I. In Scenario II, bilateral 0.25 mm distalization of second molars with clear aligner was simulated using model II. In Scenario III, using model II, bilateral 0.25 mm distalization of the second molars with clear aligner and simultaneous 0.5 mm dental expansion for the right and left sides in the second molar teeth area were simulated. In the first scenario, the effect of the third molar tooth on distalization was examined, in the second scenario, three attachment configurations were compared with each other, and in the third scenario, the second and third attachment configurations were compared with each other. **Results:** The findings of the first scenario showed that when the third molar tooth was present, the maximum total displacement decreased by 17% and the distal displacement at different points of the crown decreased by 10-22%. The presence of the third molar decreased distal tipping and increased distopalatal rotation. When the efficiencies of the three attachment configurations in the first and second scenarios were compared, the maximum total displacement, distal displacements and distal tipping of the first and second attachment configurations were similar and greater than the third attachment configuration. Among the three attachment configurations, the third attachment configuration provided the most parallel tooth movement with the least distal tipping and negligible buccal tipping and distopalatal rotation. Comparing the efficiencies of the two attachment configurations in the third scenario, the maximum total, distal, and buccal displacement of the third attachment configuration is approximately twice that of the second attachment configuration. Likewise, the buccal, distal tipping and axial rotation shown by the third attachment configuration are greater than the second attachment configuration. Axial rotations in both attachments were in the distobuccal direction. The second attachment configuration provided more parallel tooth movement with less displacement. **Conclusion:** The presence of a maxillary third molar tooth reduced the distalization of the maxillary second molar tooth with clear aligners by at least 1/10. Therefore, orthodontic extraction of third molars before maxillary molar distalization with clear aligners is a rational decision in terms of effectiveness and speed of treatment. With clear aligner, the third attachment configuration exhibited the least displacement and the most parallel movement during molar distalization, and the second attachment configuration exhibited the most parallel movement during molar distalization and expansion. When choosing attachments for these two tooth movements, factors such as the rotation and axial inclinations of the tooth, the amount of bone supporting the tooth, and the health of the roots should be taken into consideration.

Key words: Attachment, Clear aligner, Distalization, Expansion, Third molar tooth,

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
TEŞEKKÜR	v
ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xvi
GRAFİKLER	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Sınıf II Maloklüzyonlar	3
2.1.1. Tanım	3
2.1.2. Prevalans	5
2.1.3. Etiyoloji	6
2.1.4. Sınıf II Maloklüzyonların Dental, İskeletsel ve Yumuşak Doku Özellikleri	8
2.1.5. Sınıf II Maloklüzyonların Tedavi Zamanlaması	11
2.1.6. Sınıf II Maloklüzyonların Tedavisi	12
2.2. Şeffaf Plak Tekniği	22
2.2.1. Şeffaf Plak Tekniğinin Sabit Tedavilerden Temel Farklılıkları	23
2.2.2. Ataşmanlar	24
2.2.3. Şeffaf Plaklarla Sınıf II Maloklüzyonların Tedavisi	26
2.3. Sonlu Elemanlar Metodu (FEM)	35
2.3.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Kullanım Alanları	35
2.3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Bilinmesi Gereken Temel Fizik Kavramları	35
2.3.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) Prensipleri ve Aşamaları	38
2.3.4. Sonlu Elemanlar Analizi Avantajları (5,65)	41
2.3.5. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları (65)	42

2.3.6. Sonlu Elemanlar Yönteminin Ortodontide Kullanımı	42
3. MATERYAL VE METOD	46
3.1. Hasta Anatomik Model Materyalinin Seçilmesi	46
3.2. Hasta Anatomik Modelinin Dijital Rekonstrüksiyonu	47
3.3. Şeffaf Plak ve Ataşman Modellemesi	48
3.4. Sonlu Elemanlar Modelinin Tanımı (Sonlu Elemanlar Modeli ve Ağ Yapısı)	49
3.5. Mekanik Özellikler Ataması	54
3.6. Analiz Düzenineğinin Kurulumu	55
3.7. Sınır Koşullarının Tanımı	57
3.8. Sonlu Elemanlar Analizi	59
3.9. İşlem Sonu Düzenleme	59
4. BULGULAR	62
4.1. Diş Yer Değıştirme Paternleri	62
4.1.1. Senaryo I	62
4.1.2. Senaryo II	70
4.1.3. Senaryo III	77
4.2. Kron ve PDL'deki Von Mises Gerilmeleri	84
4.2.1. Senaryo I	84
4.2.2. Senaryo II	87
4.2.3. Senaryo III	89
4.3. Şeffaf Plaktaki Von Mises Gerilmeleri	92
4.3.1. Senaryo I	93
4.3.2. Senaryo II	93
4.3.3. Senaryo III	94
4.4. Şeffaf Plakta Meydana Gelen Deformasyon (Yer Değıştirme)	94
4.4.1. Senaryo I	95
4.4.2. Senaryo II	95
4.4.3. Senaryo III	96
5. TARTIŞMA	98
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	107
7. KAYNAKLAR	109
8. EKLER	116

Ek 1: Tez Çalışması Orjinallik Raporu

Ek 2: Turnitin Dijital Makbuzu

Ek 3: Etik Kurul Onayı

9. ÖZGEÇMİŞ

Hata! Yer işareti tanımlanmamış.



SİMGELER VE KISALTMALAR

FEM	: Sonlu Elemanlar Metodu- <i>Finite Element Method</i>
DICOM	: Dijital Görüntüleme ve Tıpta İletişim- <i>The Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
KIBT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
STL	: <i>Standard Triangle Language</i>
PDL	: Periodontal Ligament
Ark.	: Arkadaşları
SNB	: Sella- Nasion- B Açısı
ANB	: A- Nasion- B Açısı
Ar-Go-Me	: Articulare- Gonion- Menton Açısı (Gonial Açığı)
SN[^]POccl	: Oklüzal Düzlem Eğimi
Mx	: Maxillare noktası
SN[^]GoGn	: Sella- Nasion [^] Gonion-Gnathion Açısı
Ni-Ti	: Nikel- Titanyum
Gr	: Gram
TMA	: Titanyum-Molibden Alaşım
3B	: Üç boyutlu
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım- <i>Computer Aided Design</i>
IPR	: <i>İnterproksimal Redüksiyon</i>
TAD	: Geçici Ankraj Cihazları
SESA	: Sonlu Elemanlar Stres Analizi
N	: Newton
PSI	: <i>Pounds Per Square Inch</i>
P	: Pascal
MPa	: Megapaskal
MBC	: Mesiobukkal Cusp
MPC	: Mesiopalatinal Cusp
DBC	: Distobukkal Cusp
DPC	: Distopalatinal Cusp
MB	: Mesiobukkal

DB	: Distobukkal
EH	: Ekvator Hattı
μ	: Sürtünme Katsayısı
Mm	: Milimetre
μm	: Mikrometre



ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
3.1. Maksilla dijital modellemesinde kullanılan hasta kayıtları	47
3.2. Hastanın maksiller dişler, alveol kemiği, PDL ve ataşmanlarını içeren dijital modeli	48
3.3. Sonlu eleman modelinin ağ yapısı, A: Önden, B: Yandan	52
3.4. Model I A: Oklüzalden, B: Model I’de kullanılan Dikey Dikdörtgen Ataşman (Birinci Ataşman Konfigürasyonu)	53
3.5. Model II (Senaryo II ve III’te kullanılmıştır.)	54
3.6. Model II’de kullanılan ataşmanlar	54
3.7. Model I’de kullanılan Dikey Dikdörtgen Ataşman: Birinci Ataşman Konfigürasyonu	55
3.8. Kombine Yarım Eliptik Konveks Ataşman: İkinci Ataşman Konfigürasyonu	56
3.9. Bukkalde ve Palatinalde Yarım Eliptik Konveks Ataşman: Üçüncü Ataşman Konfigürasyonu	56
3.10. Sonlu elemanlar modeline uygulanan sınır şartı, maksiller kemiğin pterygomaksiller sutur bölgesinden sabitlenmesi (mavi renkli yüzeyler)	57
3.11. Sonlu elemanlar modeline uygulanan sınır şartı	58
3.12. Sonlu elemanlar modeline uygulanan sınır şartı	58
4.1. Üçüncü molar dişin olmadığı tarafta birinci ataşman konfigürasyonu ile ikinci molar dişin total deformasyonu	62
4.2. Üçüncü molar dişin olduğu tarafta birinci ataşman konfigürasyonu ile ikinci molar dişin total deformasyonu	63
4.3. Üçüncü molar dişin total deformasyonu	63
4.4. Senaryo I’de üçüncü moların mevcut olduğu (sarı) ve olmadığı (gri) taraftaki ikinci molar dişlerde gözlenen total deformasyon (oklüzalden)	64
4.5. Üçüncü molar dişin olmadığı tarafta birinci ataşman ile ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi	65
4.6. Üçüncü molar dişin olduğu tarafta birinci ataşman ile ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi	65
4.7. Üçüncü molar dişin olmadığı tarafta birinci ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi	66
4.8. Üçüncü molar dişin olduğu tarafta birinci ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi	66
4.9. Üçüncü molar dişin olmadığı tarafta birinci ataşman ile ikinci molar dişin Z yönündeki yer değiştirmesi	67

4.10.	Üçüncü molar dişin olduğu tarafta birinci ataşman ile ikinci molar dişin Z yönündeki yer değiştirmesi	67
4.11.	Senaryo II'de ikinci ataşman ile ikinci molar dişin total yer değiştirmesi	70
4.12.	Senaryo II' de üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin total yer değiştirmesi	70
4.13.	Senaryo II' de ikinci (sarı) ve üçüncü (gri) ataşman konfigürasyonlarına sahip ikinci molar dişlerin total yer değiştirmesi (oklüzalden)	71
4.14.	Senaryo II' de ikinci ataşman ile ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi	72
4.15.	Senaryo II' de üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi	72
4.16.	Senaryo II' de ikinci ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi	73
4.17.	Senaryo II' de üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi	73
4.18.	Senaryo II' de ikinci ataşman ile ikinci molar dişin Z yönündeki yer değiştirmesi	74
4.19.	Senaryo II' de ikinci ataşman ile ikinci molar dişin Z yönündeki yer değiştirmesi	74
4.20.	Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar dişin total yer değiştirmesi (bukkalden)	77
4.21.	Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar dişin total yer değiştirmesi (oklüzalden)	77
4.22.	Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin total yer değiştirmesi (bukkalden)	78
4.23.	Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin total yer değiştirmesi (oklüzalden)	78
4.24.	Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi	79
4.25.	Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi	79
4.26.	Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi (bukkalden)	80
4.27.	Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi (proksimalden)	80
4.28.	Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi (bukkalden)	81
4.29.	Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi (proksimalden)	81

4.30.	Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar dışın Z yönündeki yer değiştirmesi	82
4.31.	Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dışın Z yönündeki yer değiştirmesi	82
4.32.	Senaryo I' de üçüncü moların olmadığı taraftaki ikinci molar dış ve PDL'de gözlenen von Mises stresi	85
4.33.	Senaryo I' de üçüncü moların olduğu taraftaki ikinci molar dış ve PDL'de gözlenen von Mises stres	85
4.34.	Senaryo I' de sağ ve sol ikinci molar dış ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (proksimal)	86
4.35.	Senaryo I' de sağ ve sol ikinci molar dış ve sol üçüncü molar ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (oklüzalden)	86
4.36.	Senaryo II' de ikinci ataşman ile ikinci molar dış ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi	87
4.37.	Senaryo II' de üçüncü ataşman ile ikinci molar dış ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (bukkalden)	87
4.38.	Senaryo II' de üçüncü ataşman ile ikinci molar dış ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (palatinalden)	88
4.39.	Senaryo II' de sağ ve sol ikinci molar dış ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (oklüzalden)	88
4.40.	Senaryo II' de sağ ve sol ikinci molar dış ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (proksimalden)	89
4.41.	Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar dış ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi	90
4.42.	Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dış ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (bukkalden)	90
4.43.	Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dış ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (palatinalden)	91
4.44.	Senaryo III' te sağ ve sol ikinci molar dış ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (oklüzalden)	91
4.45.	Senaryo III' te sağ ve sol ikinci molar dış ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (proksimalden)	92
4.46.	Senaryo I' de şeffaf plakta gözlenen von Mises stresi	93
4.47.	Senaryo II' de şeffaf plakta gözlenen von Mises stresi	93
4.48.	Senaryo III' te şeffaf plakta gözlenen von Mises stresi	94
4.49.	Senaryo I' de şeffaf plakta gözlenen yer değiştirme (deformasyon)	95
4.50.	Senaryo II' de şeffaf plakta gözlenen yer değiştirme (deformasyon)	95
4.51.	Senaryo II' de şeffaf plakta gözlenen yer değiştirme (deformasyon)	96
4.52.	Senaryo III' te şeffaf plakta gözlenen yer değiştirme (deformasyon)	96

TABLolar

Tablo	Sayfa
3.1. Sonlu eleman modelinde eleman, düğüm, ağ boyutu, ağ eleman tipi ve ortalama ağ yakınsama çarpıklık değeri	51
3.2. Ağ ortalama çarpıklık eleman kalite değeri	52
3.3. Sonlu eleman modelinin malzeme özellikleri	55
4.1. Senaryo I'de üçüncü molar mevcut değilken ve mevcutken yer değiştirme değerleri (μm).	68
4.2. Senaryo I'de üçüncü molar dışın yer değiştirme değerleri (μm).	68
4.3. Senaryo I'de ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XZ yönündeki rotasyon değerleri.	69
4.4. Senaryo I ve II'deki üç ataşman konfigürasyonunda ikinci molar dişlerin X, Y ve Z yönündeki yer değiştirme değerleri (μm).	75
4.5. Senaryo I ve II'de ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XZ yönündeki rotasyon değerleri.	76
4.6. Senaryo III'te ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonuna sahip ikinci molar dişlerin X, Y ve Z yönündeki yer değiştirme değerleri (μm).	83
4.7. Senaryo III'te ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XZ yönündeki rotasyon değerleri.	83

GRAFİKLER

Grafik	Sayfa
4.1. Senaryo I'de ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XZ yönündeki rotasyon değerleri	69
4.2. Senaryo I ve II'de ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XZ yönündeki rotasyon değerleri	76
4.3. Senaryo III'te ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XZ yönündeki rotasyon değerleri	83
4.4. Tüm senaryolardaki ikinci molar ve üçüncü molar mesiobukkal cusp tepesinin distal yöndeki yer değiştirmesi	84



1. GİRİŞ

Geleneksel braket tedavisine kıyasla estetikte ve hasta konforunda artış, ağız hijyeni sağlamada kolaylık, tel batması, braket kopması gibi acil durumların ve komplikasyonların olmaması, randevu sayılarının ve hasta başında harcanan sürenin az olması gibi birçok avantaja sahip olan şeffaf plak tekniği yeni ve geliştirilmeye açık bir tekniktir (1).

Planlama ve üretim aşaması tamamen dijital olarak gerçekleşen bu tekniğin ortaya çıkması dijital ortodonti kavramını yaygınlaştırmıştır. Hayatın her alanında olduğu gibi ortodontide de dijitalleşmek hata oranında azalmayı sağlarken hekimin, hasta başında harcadığı süreyi kısaltıp, hasta güvenini ve memnuniyetini arttırmıştır. Bu yeni tedavi tekniğindeki gelişmelere rağmen öngörülebilirlik, evrelemenin sınırları, plağın kuvvet iletim mekanizması, diş hareketlerini kontrol etmedeki yeteneği, kök kontrolü gibi biyomekanik unsurlar hâlen tartışma konusudur. Bu noktada doğru ataşmanları doğru konumlarda yerleştirmek kilit noktayı oluşturur (2,3).

Ataşmanlar, plağın dişleri itebileceği aktif bir yüzey sağlar ve dişe bağlanma yüzey alanını artırır (4). Dişlere kuvvetin uygulanacağı alan olan bu aktif yüzeyin şekli, konumu ve yönü gibi unsurlar dişe gelecek olan kuvvet vektörünün ve momentin en önemli belirleyicisidir. Dolayısıyla çalışma amaçlarımızdan biri şeffaf plak tekniğinde, farklı şekil, konum ve konfigürasyondaki ataşmanların etkinliğinin FEM (Sonlu Elemanlar Metodu) ile karşılaştırılmasıdır.

FEM, ortodontide diş hareketlerinin simülasyonu, ortodontik mekaniklerin test edilmesi ve kuvvetin etkilerinin tahmin edilmesi gibi çeşitli durumlarda kullanılır (5). Bu analiz sonucunda dişlerin yer değiştirme paterni, PDL (Periodontal Ligament)'deki stres dağılımı, şeffaf plağın deformasyonu ve stres dağılımı gibi verilerin elde edilmesi amaçlanmaktadır (2).

Sınıf II maloklüzyona sahip ortodonti hastalarının tedavisinde önemli yeri olan maksiller molar distalizasyonu, Sınıf I molar ve kanin ilişki ve normal overjeti sağlamanın yanı sıra yer darlığı olan vakalarda yer elde etme yöntemlerinden biridir (6). Ortodontide geleneksel braket tedavisinde maksiller molar distalizasyonu amacıyla Pendulum, Pendex, Keleş Slider, Jones Jig gibi birçok sabit aparey geliştirilmiştir. Fakat son 20 yılda geleneksel sabit cihazlara estetik ve konforlu bir

alternatif talebiyle şeffaf plakların popülaritesi hızla artmıştır (7). Bu kapsamda Sınıf II maloklüzyona sahip hastalarda molar distalizasyonunun tek başına ve ekspansiyonla eş zamanlı olarak uygulanması senaryolarında maksimum verimlilikle çalışan ve istenmeyen diş hareketlerini en aza indiren kuvvet ve momenti oluşturacak ataşman tasarımının elde edilmesi hedeflenmektedir.

Çalışmamızın bir diğer amacı, daha önce araştırılmamış olan şeffaf plaklarla distalizasyonda üçüncü molar diş varlığının etkilerini FEM ile ortaya koymaktır. Molar distalizasyonu öncesinde çekimi düşünülen üçüncü molar dişlerin, distalizasyona gösterdikleri direncin matematiksel bir analizle ortaya konması çekim kararını daha objektif veriler ışığında vermemizi sağlayacaktır.

Bu çalışmada nihai hedefimiz, biyomekanik konuların aydınlatılarak, ortodontik tedavilerin, dişlerin ve periodontal doku sağlığının korunarak yürütülmesine dikkat çekmek, elde edilen verilerle şeffaf plak tekniğiyle tedavi sürelerinin kısaltılmasına, tedavi başarı oranının ve öngörülebilirliğinin arttırılmasına katkı sağlamaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Sınıf II Maloklüzyonlar

2.1.1. Tanım

Sınıf II maloklüzyonlar, ilk olarak 1899'da Edward H. Angle tarafından, mandibular dişlerin maksiller dişlere göre normal oklüzyondan yarım cusp genişliğinden fazla distalde konumlandığı yani, üst birinci moların mesiobukkal cusp tepesinin alt birinci moların bukkal sulkusunun önünde yer aldığı distoklüzyon durumu olarak tanımlanmıştır (8,9). Angle yaptığı sınıflamada kesici dişlerin inklinasyon özelliklerine bağlı olarak Sınıf II maloklüzyonları Bölüm 1 ve Bölüm 2 olarak ikiye ayırmıştır (8).

Sınıf II Bölüm 1 Maloklüzyonlar

Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyonlarda, mandibular dişler maksiller dişlerin distalindedir ve maksiller kesici dişler genellikle artmış labiyal eğime sahiptir. Bu durum artmış overjetle sonuçlanır. Maksiller kanin kron ucu, mandibular kaninin mesial yüzeyinin yakınında bulunur. Bu maloklüzyonları olan hastalarda çapraşıklık olabilir veya olmayabilir. Overbite, açık kapanıştan derin kapanışa kadar değişebilir (10).

Sınıf II Bölüm 2 Maloklüzyonlar

Sınıf II Bölüm 2 maloklüzyonlarda, palatine eğimli maksiller santral kesici dişler ve bunların labiyalinde yer alan lateral kesiciler veya dört kesici dişin palatine eğimli olduğu gözlenir. Kesici dişlerin retroklinasyonu sonucu, genellikle azalmış overjet ve artmış overbite gözlenir (10).

Angle tarafından maksiller ve mandibular birinci moların bağıl konumu ve kesici eğimlerine göre yapılan dental maloklüzyon sınıflandırması açıklığı ve yalınlığı dolayısıyla diş hekimleri arası iletişimde çok sık kullanılmasına rağmen Sınıf II maloklüzyonlar farklı dental, iskeletsel ve fonksiyonel bileşenleri dolayısıyla kendi içerisinde alt sınıflara sahiptir (11).

Baş Başa Oklüzyon

Molar ve kanin dişler, Sınıf I ve Sınıf II kapanış arasında başbaşa tüberkül ilişkisinde konumlanmıştır. Bu Sınıf II maloklüzyonlar, maksiller birinci moların distobukkal cuspının, mandibular birinci moların bukkal oluşuna yerleştiği tam Sınıf II maloklüzyonun daha az şiddetli versiyonlarıdır. Angle Sınıflandırmasında Sınıf II maloklüzyon olarak kabul edilir. Baş başa oklüzyonlar hem Sınıf II Bölüm 1’de hem Sınıf II Bölüm 2’de görülür. Süt molar dişlerinde, baş başa ilişki, flush terminal olarak ifade edilir. Bir flush terminal düzlemde, üst ve alt süt ikinci molar dişlerin distal yüzeyleri dikey olarak aynı seviyededir (10).

Subdivizyon Maloklüzyonları

Sınıf II subdivizyon maloklüzyonları, molar ilişki arkların bir tarafında Sınıf II diğer tarafta ise Sınıf I olduğunda meydana gelir. Sınıf II molar ilişki arkın sağ tarafında olduğunda, sağ Sınıf II Bölüm 1 subdivizyon, solunda olduğunda, sol Sınıf II Bölüm 1 subdivizyon olarak ifade edilir. Sınıf II Bölüm 2 subdivizyon vakarı için de aynı terminoloji geçerlidir (10).

Sınıf II – III Subdivizyon Maloklüzyonları

Birinci molar ilişkisi bir tarafta Sınıf II ve diğer tarafta Sınıf III olduğunda, maloklüzyon, Sınıf II- III subdivizyon olarak sınıflandırılır. Örneğin, Sınıf II sağ, Sınıf III sol subdivizyon şeklinde ifade edilir. Nadir görülen bu maloklüzyonlar genellikle arka dişlerin kaybı ve bunun sonucunda dişlerin çekim bölgelerine migrasyonu sonucu oluşur (10).

Super Sınıf II Maloklüzyonlar

Sınıf II maloklüzyonların daha şiddetli versiyonlarıdır ve nadiren görülürler. Mandibular birinci molar dişin alveolde distal olarak hareket etmesine izin veren bir çekim boşluğu veya ciddi mikrognatik mandibula bu ciddi maloklüzyonlara neden olabilir (10).

İskeletsel Sınıf II Maloklüzyonlar

Sagittal iskeletsel tutarsızlıkları olan Sınıf II vakalar, maksilla ve mandibula arasındaki bozulmuş ilişkiyi yansıtan artmış ANB açısı ve Wits değeri ile karakterize edilir (11). Bazı yazarlar (McNamara, Hilgers, Chaconas, Proffit) mandibular eksikliklerin maksiller fazlalıklardan daha yaygın olduğu konusunda hemfikir olsa da, bu distoklüzyon, retrognatik bir mandibulanın, prognatik bir maksillanın veya her ikisinin bir kombinasyonunun sonucu olabilir (9).

2.1.2. Prevalans

Sınıf II maloklüzyon prevalansı, farklı etnik grup ve coğrafyalarda yapılan çalışmalarda çeşitlilik göstermiştir.

Tüm dünyada Sınıf II maloklüzyon görülme oranı %19,6-24,7 arasındadır (12,13). 53 makalenin dahil edildiği sistematik derlemede tüm dünyadaki daimî dişlenme maloklüzyon dağılımı Sınıf I, Sınıf II ve Sınıf III maloklüzyonlar için sırasıyla %74,7, %19,56 ve %5,93 olarak belirlenmiştir. Kıtalar arasında en yüksek Sınıf II prevalansı Avrupa’da (%33,51), en düşük ise Afrika’da gözlenmiştir. En çok Sınıf II maloklüzyon görülen etnik grup ise %22,9 oranı ile beyaz ırktır (5).

Sınıf II maloklüzyonun dünya genelinde en çok görülen alt tipi Sınıf II Bölüm 1’ dir. Bu durum Sınıf II maloklüzyonla artmış overjet arasındaki pozitif korelasyonu açıklar (12).

Sınıf II maloklüzyon dağılımları dişlenme dönemlerine göre karşılaştırıldığında ise karma dişlenme döneminde daimî dişlenme dönemine göre daha yüksektir. Bu, geç karma ve erken kalıcı dişlenme aşamasında iskeletsel bir Sınıf II probleminin potansiyel bir mandibular büyüme atağıyla kendi kendine düzelmesinin bir sonucu olarak karşımıza çıkar (12).

Ülkemizde yapılan çalışmaları incelediğimizde Sınıf II Bölüm 1, Sınıf II Bölüm 2 maloklüzyonların görülme oranları sırasıyla %19-45 ve %3-17 aralıklarında değişiklik göstermiştir (14–16). Çoban ve ark. 2022 yılında Orta Anadolu’yu içeren çalışmalarında iskeletsel Sınıf II prevalansını %35,7 olarak bulmuştur. Çalışmada iskeletsel sınıflandırma yerine Angle sınıflandırması kullanılsaydı bu oranın %54,9’ a büyük bir artış göstereceği belirtilmiştir. Bunun sebebi olarak da çalışmada

iskeletsel Sınıf I olduğu halde Angle Sınıf II kapanışa sahip hastaların varlığı gösterilmiştir (16).

İskeletsel Sınıf II maloklüzyona sahip hastaların sefalometrik özellikleri incelendiğinde, kadınlarda vertikal gelişiminin ortalama $1,7^\circ$ daha fazla olduğu görülmüştür. Bu durumun Sınıf II maloklüzyona sahip kadınların daha eğimli bir mandibular düzleme sahip olmalarından kaynaklanabileceği belirtilmiştir. Alt ve üst kesici açıları kadınlarda bir miktar daha fazla olduğu için kesiciler arası açı da kadınlarda bir miktar azalmıştır (16).

Nur ve ark. maloklüzyonların Türkiye'deki yedi coğrafi bölgesine göre dağılımını araştırmış ve ana örnekleme Angle Sınıf II maloklüzyonu %48,4 olarak bulmuşlardır. Cinsiyetler arası dağılımda belirgin fark gözlemlenmemiştir. Sınıf II maloklüzyon bölgeler arasında en çok Ege (%18,2) ve İç Anadolu (%17,6) Bölgeleri'nde, en az ise Doğu Anadolu Bölgesi'nde (%8,5) gözlenmiştir (17).

2.1.3. Etiyoloji

Sınıf II maloklüzyonların oluşumunda genetik, epigenetik ve çevresel faktörlerin rolü olduğu düşünülmektedir.

Dental olarak Sınıf II olan %25'lik kesimin mandibular büyümesi "normal" olduğunda, molar/kanin dişi farklılıkları

1) çocukluk ve ergenlik döneminde kendi kendini düzeltemeyecek kadar büyük süt dişi tutarsızlıkları ve/veya

2) Sınıf I molar ilişkilere geçişe izin vermeyecek kadar yetersiz *pramat ve leeway space* 'den kaynaklanır (18–20).

Kraniyofasiyal kompleksin kalıtsal bir yönü olan kondrokraniyumu Sınıf I ve Sınıf II hastalarda karşılaştıran çalışmaların bazılarında Sınıf II grubunda daha büyük bir kraniyal kaide açısı gözlenmiştir. Artmış kraniyal kaide açısı maksillayı nispeten önde ve mandibulayı nispeten geride konumlandırır (21).

Sınıf II maloklüzyonun etiyojisini anlamak için, hipodiverjan ve hiperdiverjan hastalar ayrı ayrı incelenmelidir.

Klasik olarak, hiperaktif veya hipertonic dudaklar, Sınıf II Bölüm 2 kesici diş ilişkisinin etiyojisinde suçlanmıştır (22). Bununla birlikte, alt yüz yüksekliğinin azalması, overbite'in artması, hafif bir iskeletsel Sınıf II tabanı ve spesifik dudak

pozisyonu ve morfolojisinin bir kombinasyonu, genellikle Sınıf II Bölüm 2 kesici diş ilişkisinin merkezinde yer alır (23). İskelet, diş ve yumuşak doku özelliklerinin tanınmış birlikteliği göz önüne alındığında, 'Sınıf II Bölüm 2 Sendromu' ifadesi türetilmiştir. Bu kavram, Sınıf II Bölüm 2 maloklüzyonun yüksek kalıtım derecesi ile doğrulanmıştır, monozigotik ikizlerin ailesel çalışmalarında tam penetrasyon rapor edilmiştir (24).

İskeletsel olarak, hipodiverjan olan Sınıf II'ler, hiperdiverjan olanlara göre Sınıf I'e daha çok benzer. Bu gruptaki Bölüm 2 maloklüzyonlu deneklerin Sınıf II diş ilişkileri, maksiller kesici diş eğimi nedeniyle mandibular dentoalveolar büyümenin kısıtlanmasına bağlıdır (21).

Hiperdiverjan Sınıf II'lerin çoğu için, iskeletsel belirtiler, alışkanlıklar, ağız solunumu ve çiğneme kas gücündeki azalmalar gibi çevresel koşullara adaptasyon sonucu ortaya çıkar (25). Bu üç önemli çevresel faktörün etkilerini inceleyecek olursak:

1. Besleyici Olmayan Kalıcı Emme Alışkanlıkları

Kalıcı parmak emme alışkanlığı olan daha büyük (7-16 yaş) çocuklar, açık kapanış maloklüzyonlarına, Sınıf II molar ve kanin ilişkilerine, prokline üst kesici dişlere ve daha uzun bir maksillaya eğilim gösterir, ancak mandibular ve palatal düzlem açıları normaldir. Dolayısıyla maksiller protrüzyona bağlı olan Sınıf II'lerin gelişimi, kalıcı parmak emme alışkanlıklarına bağlanabilir (26).

2. Ağız Solunumu

Nazal hava yollarının bloke olması sonucu normal solunumun bozulmasıyla alt ön yüz yüksekliğinin, gonial ve mandibular düzlem açılarının arttığını, SNB açısının ise azaldığını gösteren çalışmalar vardır. Hiperdiverjan Sınıf II'lerde mandibulanın öne veya geriye rotasyonu sınırlı olduğundan Sınıf I molar ve kanin ilişkilerini oluşturmak için maksilla ve mandibulanın diferansiyel büyümesi çok etkili olamaz (27,21,28).

3. Azalmış Çiğneme Kası Fonksiyonu

Azalmış çiğneme kas kuvvetleri olan yetişkinler ve çocuklarda daha büyük mandibular düzlem açısı, artmış dentoalveolar yükseklikler ve kondiler büyümede farklılıklar gözlenmiştir. Nitekim kas distrofisi ve spinal kaslar atrofisi olan

hastalar, kas fonksiyonu ile hiperdiverjans arasındaki ilişkiyi en dramatik şekilde gösteren hastalardır (19,14,20).

2.1.4. Sınıf II Maloklüzyonların Dental, İskeletsel ve Yumuşak Doku Özellikleri

Sınıf II Bölüm 1 Maloklüzyonların Özellikleri

Alt kesici dişlerin insizal kenarları, üst kesici dişlerin singulum platosunun arkasında yer alır, overjetle bir artış vardır ve üst orta kesici dişler genellikle proklinedir. Erken süt diş kaybı daimî birinci molar dişlerin mesial kaymasına neden olmadıkça, molar ilişkisi genellikle iskelet modelini yansıtır. Bununla birlikte, üst kesici dişlerin proklinasyonu ve/veya alt kesici dişlerin bir alışkanlık veya yumuşak dokular tarafından retroklinasyonu, Sınıf I veya hatta Sınıf III iskelet modelinde overjet artışına neden olabilir (31). Artan overjet, olumsuz psikososyal sonuçlar ve maksiller anterior dişlerin travma riskinde artışa sebep olur (23). Maksiller kesici dişler, *lip trap* (dudak kapanı) varlığında sıklıkla procline ve aralıklıdır. Özellikle retrocline alt labiyal segmentte ise çapraşıklık tipiktir (23).

İskelet paterni genellikle fasiyal konveksite açısının da artmasına neden olan mandibular retrognatiye bağlı Sınıf II'dir ve bu tutarsızlığın derecesi genellikle maloklüzyonun ciddiyetini belirler (23).

Fisk (32), dentofasiyal komplekste aşağıdaki altı olası morfolojik varyasyonu şu şekilde tanımlamıştır:

- (1) Maksilla ve dişler, kranyum ile ilişkili olarak anteriorda yerleşmiştir;
- (2) maksiller dişler, normal olarak konumlanmış bir maksillada anterior olarak yerleşmiştir;
- (3) mandibula normal boyuttadır, ancak posterior konumdadır;
- (4) mandibula az gelişmiştir;
- (5) mandibular dişler, normal pozisyonda olan bir mandibulanın üzerine posterior olarak yerleşmiştir; veya
- (6) yukarıdaki ilişkilerin çeşitli kombinasyonları.

Dikey boyutta, uyumsuzluğun derecesine bağlı olarak, alt yüz yüksekliğinin azaldığı ve derin kapanışın olduğu hipodiverjan bir yüz formundan, alt yüz yüksekliğinin arttığı ve derin veya ön açık kapanışın olduğu hiperdiverjan bir yüz

formuna kadar tüm spektrumda varyasyonlar görülebilir (23). Riesmeijer ve ark. (14), gonial açının (Ar-Go-Me) 7-14 yaşları arasında Sınıf II'ler için Sınıf I'lere göre daha fazla arttığını göstermiştir.

Artmış Frankfort-mandibular düzlem açısı ile ilişkili maloklüzyonlar, mandibular büyümenin olumsuz aşağı ve geriye doğru paterni ve elverişsiz yumuşak doku paternine sebep olur. Yumuşak dokular, özellikle üst kesici dişler alt dudağın üzerinde veya önündeysen, Sınıf II Bölüm 1 kesici diş ilişkisinin etiolojisinde rol oynayabilir. Bu '*lip trap*' olarak bilinir ve overjeti arttırarak üst kesici dişlerin proklinasyonuna ve alt kesici dişlerin retroklinasyonuna neden olabilir. Alt dudak özellikle aktifse ve alt labiyal segmentte belirgin bir retroklinasyona neden oluyorsa, "*strap-like*" olarak tanımlanır. Üst kesici dişlerin proklinasyonu da üst dudağın protrüzyonuna neden olabilir (23).

Düşük veya orta açılı vakalarda alt dudağın üst kesici dişlerin arkasında istirahat pozisyonu dudak yetersizliğini (*incompetent* dudak) yansıtır. Eğer yalnızca dişlerin konumu hastanın dudaklarını zorlanmadan kapatmasını engelliyorsa bu durum potansiyel *competent* olarak tanımlanır (23).

Yüksek açılı vakalarda dudak yetersizliği genellikle iskelet alt yüz yüksekliğinin dudaktan fazla olmasından kaynaklanır. Dudak yetersizliği olan hastalar dudaklarını kapatabilmek için ya fazladan kassal aktivite gösterir ya da istirahatte çenelerini daha önde konumlandırır (23). Ayrıca, yutma sırasında, telafi edici dil fonksiyonu ve pozisyonu ile birlikte anormal mentalis ve buksinatör kas aktivitesi, maksiller arkta daralmaya sebep olabilir (11).

Karma dentisyondaki Sınıf II maloklüzyona sahip denekler üzerinde yapılan bir çalışmada, transvers düzlemde maksillada hem iskeletsel hem dentoalveoler seviyelerde hem de burun tabanında darlık olduğu gözlenmiştir. Maksillanın iskelet genişliğindeki azalma, Mx noktasının çift taraflı olarak aşağı doğru yer değiştirmesi nedeniyle vertikal yükseklikteki artışla ilişkilendirilmiştir. Sınıf II denekler ile Sınıf I kontroller karşılaştırıldığında, transvers düzlemde mandibulada anlamlı bir boyut farkı tespit edilememiştir (33).

Sınıf II Bölüm 2 Maloklüzyonların Özellikleri

Mandibular kesici dişlerin kesici kenarları, retrokline üst santral kesici dişlerin singulum platosunun posterioruyla oklüzyondadır (23). Üst santral kesici dişlerin lingual eğimi, küçük ila orta dereceli overjet ölçümleriyle sonuçlanır (10).

Tipik olarak, hem dento-alveolar hem de iskeletsel faktörlerden, yani retrokline labiyal segmentlerden ve azalmış Frankfort-mandibular düzlem açısından ve alt ön yüz yüksekliğinden kaynaklanan artmış ve tam bir overbite vardır. Deepbite alt labiyal segmentin labiyal diş etlerinde veya üst kesici dişlerin palatinalinde travmatik olacak kadar fazla olabilir ve bu, zayıf ağız hijyeni varlığında diş eti bağlantısının sıyrılmasına neden olabilir (23).

Maksiller oklüzal düzlemde sıklıkla; ön dişler supraoklüzyonda ve arka segmentler göreceli bir infraoklüzyonda olacak şekilde iki farklı oklüzal seviye görülür. Mandibular kesici dişlerin ekstrüzyonu ile mandibular arkta abartılı bir spee eğrisi mevcut olabilir (11). Sınıf II Bölüm 2 maloklüzyonlarda üst kesici dişler için karakteristik eğimlerine katkıda bulunabilen azalmış bir kron-kök açısı da rapor edilmiştir (23).

Dental arklar, maksiller santral kesici dişlerin retroklinasyonu ile kısa ve geniş olma eğilimindedir. Yan kesici dişler genellikle alt dudakın kontrolünden kurtulduklarından prokline olurlar ve mesiobukkal olarak dönerler (23).

İskeletsel olarak ön-arka ilişki, Sınıf I veya hatta hafif bir Sınıf III'ten ciddi bir Sınıf II'ye kadar değişebilir. Tipik olarak iskelet paterni, azalmış maksiller-mandibular düzlem açısı ve hipodiverjan veya brakifasiyal yüz formu ile hafif Sınıf II'dir. Alt kesici dişler, retrokline üst labiyal segmentin arkasında sıkışıp kaldığından, özellikle iskelet tabanı ilişkisi Sınıf I veya hafif iskeletsel Sınıf II ise, alt labiyal segment de retrokline olabilir. Bu, pogonion ile karşılaştırıldığında B noktasının arkada konumlanmasına neden olabilir. Bukkal segment ilişkisi, yine altta yatan iskelet ilişkisinin ciddiyetine bağlı olarak, Sınıf I'den tam birim Sınıf II'ye kadar değişebilir (23).

Wallis (11), Bölüm 2 vakalarında arka kafa tabanının daha büyük olduğunu, mandibular formun nispeten daha dar gonial ve mandibular düzlem açılarına, daha kısa alt ön yüz yüksekliğine ve artmış derin kapanışa sahip olduğunu kaydetmiştir.

Transvers olarak, maksiller ark geniş ve kare şeklindedir, premolar dişleri etkileyen maksiller bukkal nonoklüzyonlar veya *scissor bite*, özellikle daha şiddetli low angle iskeletsel Sınıf II vakalarında yaygındır (23).

Sınıf II Bölüm 2 bireylerde, orbicularis oris ve mentalis kasları genellikle iyi gelişmiş ve aktiftir (11). Dudaklar tipik olarak yeterli, hipertontiktir ve üst santral kesici dişlerin servikal üçte birine dayanabilen yüksek bir alt dudak çizgisine sahiptir. Alt dudak üst santral kesici dişlerin daha büyük bir yüzeyini kaplar ve bu da retroklinasyona yol açar. Bununla birlikte, alt dudak lateral kesici dişlerin altında kalıyorsa, bunlar prokline olma eğilimindedir. Alt dudağın pozisyonunun, Sınıf II Bölüm 2 kesici diş ilişkisinin gelişiminde önemli bir rolü olduğuna inanılmaktadır (23). Ayrıca Sınıf II Bölüm 2 maloklüzyonu olan kişiler daha yüksek dudak hattına sahiptir (31).

Her iki labiyal segment retrokline ise, Ricketts'in E düzlemine göre dudaklar için çok az destek olabilir, bu da retrüzif bir yumuşak doku profili ile sonuçlanır. Alt dudağın konumu, azaltılmış alt yüz yüksekliğiyle birlikte derin bir labiomentel sulkusa ve çene ucunun göreceli olarak belirginleşmesine neden olabilir (23).

2.1.5. Sınıf II Maloklüzyonların Tedavi Zamanlaması

Genel olarak, iskelet uyumsuzluğunun düzeltilmesi en iyi şekilde aktif büyüme dönemlerinde büyüme modifikasyonu ile gerçekleştirilebilir. Erken tedavi konseptinin savunucuları, iskelet uyumsuzluklarının düzeltilmesinin ergenlik öncesi yıllarda ergenlik döneminde olduğu kadar etkili olduğunu ileri sürmektedir. Diğer ortodontistler, tedavinin ergen "büyüme atağı" ile aynı zamana denk gelecek şekilde ertelenmesi gerektiğine inanırlar (11).

Günümüzde yaygın olarak kullanılan bir yaklaşım, tedaviye ergenlik öncesi yıllarda ve karma dişlenme döneminde sınırlı hedeflerle başlamaktır. Bu erken tedaviyi genellikle orta ila geç ergenlik döneminde ve daimi dişlerin sürmesinden sonra daha kapsamlı olan ikinci bir aşama takip eder (34). Örneğin Mathews'in önerdiği iki aşamalı tedavi yaklaşımının ilk aşamasında kesici açılarının, molar ilişkisinin ve çapraz kapanışın erken dönemde düzeltilmesi amaçlanır ve ardından bir retansiyon dönemi gelir. Daimî dişlerin sürmesinden sonra ikinci aşamada tedavi tamamlanır. Erken molar ilişki ve çapraz kapanış düzeltilmesi, ikinci aşamadaki

tedaviyi önemli ölçüde basitleştirirken, üst kesici diş retraksiyonu travmatik yaralanma tehlikesini en aza indirir ve anormal dudak pozisyonunu iyileştirir, Bölüm 2 hastalarda ise kesici labiyalizasyonu mandibular büyümenin kısıtlanmasını ortadan kaldırır. Öte yandan, iki aşamalı tedavi şeklinin, tedavi süresini ve maliyetini arttırdığı unutulmamalıdır (11,35). Dolayısıyla zamanlama kararı karmaşıktır ve klinisyen, psikososyal, davranışsal, finansal, doku hasarı riskleri, tedavinin karmaşıklığı, süresi, stabilitesi ve sonucu gibi birçok faktörü değerlendirmelidir (34).

Genel olarak, hafif ila orta dereceli diş veya iskelet uyumsuzluklarında, tedavi geç karma veya erken kalıcı dişlenme aşamalarına kadar ertelenebilir. Daha ciddi tutarsızlıklarda, hasta apareyi kullanmayı tolere edebildiği veya işbirliği yapabildiği anda iskelet uyumsuzluğunu iyileştirme potansiyelini maksimize etmek için tedaviye başlanmalıdır (11).

Tedaviye erken karma dişlenme döneminde başlanırsa, klinisyen birinci daimî molar dişlere takılan ağız dışı apareyleri kullanırken, henüz sürmemiş maksiller ikinci molar dişlerin etkilenmelerini önlemek için birinci molar dişlerin köklerine göre konumunun değerlendirilmesinin önemli olduğunun farkında olmalıdır. Optimal ilişki, periapikal veya panoramik radyografiler üzerinde daimi ikinci molar dişlerin kronlarının daimi birinci molar dişlerin köklerinin apikal üçte birini geçtiği zamandır (11).

2.1.6. Sınıf II Maloklüzyonların Tedavisi

Büyüme gelişim çağındaki hastalarda ortopedik ve ortodontik düzeltmeler elde etmek amacıyla büyüme modifikasyonu tedavileri uygulanır. Erken dönemde maksiller protrüzyon vakalarında büyümeyi frenlemek ve yönlendirmek için headgear, mandibular retrüzyon varlığında ise mandibular büyümeyi stimüle etmek için aktivatör, bionatör, twinblok ve Frankel apareyi gibi hareketli fonksiyonel apareyler kullanılır. Bu yaklaşımın kamufraj tedavisine göre avantajı ideal tedavi sonuçları için iskelet uyumsuzluğunu gidermeye çalışmasıdır, dezavantajı ise başarısının hasta işbirliğine bağlı olmasıdır (36).

Yetişkinlerde yüz iskelet yapısı ortodontik tedavi ile önemli ölçüde değiştirilemez. Aktif büyüme dönemi sonrası Sınıf II maloklüzyonlu hastaların tedavisi, çekimli veya çekimsiz kamufraj tedavileriyle dental kompanzasyon ve daha

şiddetli vakalarda ortognatik cerrahidir (36). Çekimli kamuflaj tedavisinde üst birinci premolar dişlerinin çekimi, Sınıf II molar ilişkiyi korurken overjetin düzeltilmesine izin verecektir. Çekimsiz tedavilerde ise, Herbst, Forsus, Jasper Jumper gibi sabit fonksiyonel apareyler ya da Pendulum, Distal Jet, Keleş Slider gibi sabit ağız içi distalizasyon apareyleri veya palatal ve zigomatik implantlar, mikroimplantlar ve onplantlar gibi kemik destekli distalizasyon sağlayan hasta bağımlı olmayan diğer apareyler kullanılır (11).

Sınıf II Maloklüzyonların Tedavisinde Maksiller Molar Distalizasyon Yöntemleri

Sınıf II molar ilişkisinin Sınıf I ilişkiye getirilmesinin üç yolu vardır (37):

- i. Maksiller molarların distalizasyonu
- ii. Mandibular molarların mesializasyonu
- iii. İkisinin kombinasyonu

Bunlardan maksiller molar distalizasyonu, Sınıf I molar ve kanin ilişkiyi ve normal overjeti sağlamanın yanı sıra maksillada yer darlığı olan vakalarda yer elde edilmesini de sağlar. Maksiller molar distalizasyonu, temelde ağız dışı ve ağız içi yöntemlerle olmak üzere ikiye ayrılır (37).

Ağız Dışı Maksiller Molar Distalizasyon Apareyi: Headgear

İlk kullanımı 1800'lü yıllara dayanan headgear, ağız dışı yapılardan destek olarak maksillanın büyümesini frenlemek ve geriye yönlendirmek, maksiller molar dişlerin distalizasyonunu sağlamak veya kesici retraksiyonu sırasında ankrajı kuvvetlendirmek amacıyla kullanılır. Headgear apareyiyle ortodontik ve erken dönemde ortopedik etkiler elde edilebilmesine rağmen hasta kooperasyonunun önemli bir sorun olması, çeşitli komplikasyonlar görülmesi ve özellikle ilerleyen yaşlarda etkinliğinin azalması nedeniyle araştırmacılar ağız içinden uygulanan distalizasyon mekaniklerini geliştirmişlerdir (37).

Ağız İçi Maksiller Molar Distalizasyon Apareyleri

Tüm bu cihazlar, hareket tarzlarına ve ankraj tiplerine bağlı olarak iki kategoride sınıflandırılabilir. Ankrajlarını intermaksiller tarzda alan intermaksiller

apareyler, mandibulayı ilerletmek için hem maksiller hem de mandibular arkta kuvvet üretirler. Bu apareylerden bazıları Herbst (Dentaurum Inc., Ispringen, Almanya), Jasper Jumper (American Orthodontics, Sheboygan, WI), Ayarlanabilir Isırma Düzeltici (OrthoPlus Inc., Santa Rosa, CA), ve Eureka Spring (Eureka Orthodontics, San Louis Obispo, CA, ABD)'dir (38).

Ankrajlarını intramaksiller veya mutlak ankraj şeklinde alan intramaksiller apareyler, molar dişleri distal olarak hareket ettirmek için yalnızca maksiller arkta kuvvet üretir. Pendulum, Distal Jet (American Orthodontics, Sheboygan, WI), itici miknatıslar, Jones Jig (American Orthodontics, Sheboygan, WI), ve palatal implantlar bu apareylere örnek verilebilir (38).

Intramaksiller apareyler

Hastanın iş birliğini gerektirmemesi en büyük avantajıdır (39).

Pendulum Apareyi

İlk olarak 1992 yılında Hilgers'in tanıttığı "Pendulum" apareyi, Sınıf II hastalarda maksiller molar distalizasyonu sağlayan, hasta iş birliği gerektirmeyen bir apareydir. Pendulum apareyi, anterior damaktan ankraj alan geniş akrilik bir buttondan çıkan sağda ve solda hafif ve devamlı kuvvet uygulayan 0,032 inç çapında yuvarlak TMA springlerden oluşur (39). Hilgers (40), springlerin sagittal düzleme paralel olmak üzere 90°'lik bir açı ile üç haftalık aralıklarla aktiflenmesi gerektiğini belirtmiş ve yaklaşık 3-4 ayın sonunda ortalama 5 mm distalizasyon sağlandığını bildirmiştir. Hilgers (40), maksillanın ekspansiyon ihtiyacı olduğunda kullanılmak üzere akrilik buttonun ortasına bir ekspansiyon vidası eklemiş ve "Pend-X" olarak isimlendirdiği apareyin vidasının üç günde bir çeyrek tur çevrilmesini önermiştir.

Serafin ve ark. (41), pendulum apareyinin büyümekte olan hastalarda oklüzal düzlem üzerine etkilerinin araştırıldığı bir retrospektif sefalometrik çalışma yapmıştır. Çalışmada başlangıçta ve distalizasyondan sonra olmak üzere iki seri lateral sefalometrik radyograf alınmıştır. Süper Sınıf I kapanış elde etmek için ortalama tedavi süresi 8 ± 2 aydır. T1-T2 aralığında kesici dişlerin bukkal tipingi 5° şeklinde olmuştur. Birinci molarda $8,9^\circ$ ve ikinci molarda $8,2^\circ$ distal tiping istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Maksiller birinci ve ikinci molar dişler

sırasıyla 2,8 mm ve 3,7 mm önemli ölçüde distalizasyon göstermiştir. Premolar dişler, 2,7 mm'lik anlamlı bir ankraj kaybı ve overjet, 1,3 mm'lik anlamlı bir artış göstermiştir.

Junior ve ark. (42), pendulum ve sonrasında sabit tedavi uygulanan hastalarda, maksillanın transvers boyutundaki değişiklikleri ve tedavi sonrası stabilitesini değerlendirmiştir. Çalışmaya yaş ortalaması 12,5 yıl olan 20 Sınıf II hasta katılmış ve tedavinin başında, distalizasyondan sonra, sabit tedavinin bitiminde ve tedaviden 5 yıl sonra olmak üzere dört zamanda ölçü alınmış ve alçı modeller elde edilmiştir. Alçı modeller üzerinde yapılan maksiller transvers boyut analizleri sonucuna göre kaninler arası mesafe tedavi sırasında ve sonrasında sabit kalmış, birinci ve ikinci premolarlar arasındaki mesafeler tedavi sırasında önemli ölçüde artmış ve tedaviden sonra sabit kalmıştır. Birinci ve ikinci molarlar arası mesafeler distalizasyon aşamasında artmış, tedavi sonunda azalmış ve tedaviden sonraki 5 yıllık değerlendirmede sabit kalmıştır.

2022 yılında, Lione ve ark. (43), yaş ortalaması 17,2 olan sınıf II hastalarda pendulum ve şeffaf plaklarla distalizasyon sonucunda meydana gelen vertikal dentoiskeletsel boyut değişikliklerini karşılaştırmayı amaçlamıştır. Yaptıkları prospektif randomize klinik çalışmada yirmişer hasta gruplara rastgele atanmıştır. Pendulum grubundaki distalizasyon protokolü, Sınıf I molar ilişkisinin elde edilmesine kadar TMA tellerinin aktivasyonunu, şeffaf plak grubunda ise sekanslı distalizasyon protokolünü içermiştir. Her denek için tedaviden önce (T1) ve tedavinin sonunda (T2) lateral sefalogramlar analiz edilmiştir. Analiz bulguları şu şekildedir: Pendulum grubu, $+2.1^{\circ}$ ile şeffaf plak grubunun gösterdiği -0.3° 'ye kıyasla $SN^{\wedge}GoGn^{\circ}$ 'de önemli ölçüde daha fazla artış göstermiştir. $SN^{\wedge}POccl$ açısında meydana gelen pendulum grubundaki $+2,8^{\circ}$ 'lik değişim ile şeffaf plak grubundaki $-4,2^{\circ}$ lik değişim kıyaslandığında pendulum grubunda anlamlı derecede daha fazla artış ile oklüzal düzlemin saat yönünde dönüşü gözlenmiştir. N-Me değişkeninde Pendulum grubu, ortalama değeri $-1,2$ mm olan şeffaf plak grubuna kıyasla, ortalama $+4,4$ mm değişiklikle anlamlı bir artış göstermiştir. Yine $ArGo^{\wedge}GoMe$ açısında, şeffaf plak grubu -3.4° değişim gösterirken Pendulum grubu $+0.7^{\circ}$ bir artış göstermiştir. Pendulum grubu ($+1.3, +2.1$), şeffaf plak grubu ($-0,9,-0.2$) ile karşılaştırıldığında hem maksiller hem de mandibular birinci molardan palatal düzleme olan mesafede

önemli ölçüde daha büyük artışlar göstermiştir. Bu bulgular göstermiştir ki sınıf II maloklüzyonlu hastaların şeffaf plaklarla sekanslı distalizasyonu, pendulum apareyiyle distalizasyona kıyasla üst birinci molarlarda azalmış ekstrüzyonla daha iyi oklüzal düzlem ve vertikal hareket kontrolü sunmuştur.

Jones Jig Apareyi

Apareyi ilk tanıtan kişiler Jones ve White'tır. Birinci ve ikinci premolar veya süt ikinci molar dişlere bağlı bir Nance apareyinden oluşan ankraj ünitesi ve molar distalizasyonu sağlamak için bukkal taraftan uygulanan segmental ark üzerine yerleştirilen Ni-Ti açık sarmal yaylardan oluşmaktadır (39). Jones ve White, 70-75 gr'lık kuvvet uygulayacak şekilde aktive edilen apareyin, üst birinci molar dişlerin mesiopalatinal rotasyonundan kaynaklanan Sınıf II maloklüzyonların 3-4 ayda, gerçek Sınıf II maloklüzyonların ise 4-6 ayda düzeltilebileceğini belirtmişlerdir (44).

Jones Jig apareyinin, Distal Jet ve First Class apareyiyle karşılaştırıldığı bir çalışmada, Sınıf II maloklüzyonu olan ve bu üç apareyden biriyle tedavi edilmiş 59 hastanın tedavi öncesi ve distalizasyon sonrası modelleri dijitalleştirilerek maksiller dentoalveoler değişiklikler değerlendirilmiştir. Sagittal, transvers ve rotasyonel değişikliklerin karşılaştırıldığında, tüm apareyler benzer miktarlarda distalizasyon göstermiştir. Distal Jet apareyi, premolar dişlerin mesial yer değiştirmesini önemli ölçüde azaltmış ve arka dişlerin daha fazla ekspansiyonunu sağlamıştır. Maksiller molar dişlerin en az rotasyonunu ve en kısa tedavi süresini First Class apareyi sunmuştur. Distalizörler, Sınıf II molar ilişkisi düzeltmede etkiliydi, ancak palatal kuvvetin daha az istenmeyen etki oluşturduğu görülmüştür. Ek olarak, rotasyon ve ekspansiyon derecesi, kuvvet uygulama tarafı ile ilişkilendirilmiştir (45).

Distal Jet Apareyi

1996 yılında, Carano ve Testa (46), Nance apareyinden ankraj alarak, palatinal taraftan uygulanan Ni-Ti veya paslanmaz çelik açık sarmal yaylar ile molar distalizasyonu sağladıkları apareye "Distal Jet" adını vermiştir. Apareyin, ankraj kaybı ve rotasyon olmadan gövdesel molar distalizasyonu sağlaması ve distalizasyondan sonra da Nance apareyi olarak kullanılması gibi avantajları olduğu belirtilmiştir.

Distal jet apareyinin dental ve iskeletsel etkilerini kontrol grubuyla karşılaştırarak ortaya koyan bir çalışmada, tedavi grubundaki hastalar 4-6 haftada bir 240 N uygulayacak bir aktivasyonla ortalama 1,2 yıl tedavi edilmiştir. Kontrol grubuyla karşılaştırıldığında, Distal Jet, mandibular düzlem açısında $0,7 \pm 2,0^\circ$ lik önemli bir artışa neden olmuştur. Maksiller ikinci molar dişler, distal tipping ($6,6^\circ$), distalizasyon (1,1 mm) ve ekstrüzyon (1,3 mm) sergilemiştir. Üst birinci molar dişler 1,2 mm distalize olmuştur. Maksiller birinci premolar dişler 3,4 mm mesialize olmuştur. Maksiller kesici dişler, $4,3^\circ$ lik labiyal tipping ve 2,4 mm protrüzyon göstermiştir. Overjet, 1,5 mm artmış ve overbite, önemli bir değişiklik göstermemiştir. Yüz profilinde önemli bir değişiklik olmamıştır (47).

First Class Apareyi

İlk olarak Fortini ve ark. (48)'nin tanıttığı, bukkal ve palatinal olmak üzere iki ayrı bölümden oluşan apareyde, palatinalde ankraj için bir Nance apareyi ve kuvveti üreten 1,1 mm yuvarlak paslanmaz çelik tel üzerinde Ni-Ti süper elastik yaylar, bukkalde ise premolar dişler ile molar dişler arasında yerleşen bir vida vardır.

First Class apareyinin etkinliğini değerlendirmek için 2010 yılında Papadopoulos ve ark. (48)'nin yaptığı randomize kontrollü çalışmaya bilateral Sınıf II kapanışı olan 26 karma dişlenmedeki hasta katılmıştır. Tedavi grubu için distalizasyondan önce ve hemen sonra ve kontrol grubu için başlangıçta ve yaklaşık 22 hafta sonra lateral sefalogramlar ve alçı modeller elde edilmiş ve değerlendirilmiştir. Sonuç olarak ulaşılan bulgular şu şekildedir: Tam bir Sınıf I molar ilişki elde etmek için ortalama tedavi süresi 17,2 haftadır. Verilerin analizi, tedavi edilmemiş gruptaki ortalama 0,95 mm distalizasyona karşı, First Class Apareyi tarafından üretilen maksiller birinci molar dişlerin ortalama 4 mm'lik önemli ölçüde distalizasyonunu göstermiştir. Molar hareket hızı ayda 1 mm'dir, ancak bu, birinci molarların $8,56^\circ$ distale devrilme ve 0,68 mm overjet artışı ve birinci premolar dişlerin veya birinci süt molar dişlerin $1,85^\circ$ mesiale tippingi ve 1,86 mm mesial hareketi nedeniyle ön diş ünitesinin ankraj kaybı ile ilişkilendirilmiştir. Maksiller birinci molar dişleri de 1,37 mm bukkal olarak hareket etmiştir, ancak önemli bir distal rotasyon meydana gelmemiştir.

Keleş Slider Apareyi

2001 yılında Keleş (49), üst birinci premolar dişlere bağlı bir Nance apareyinden ankraj alan ve palatinalde Ni-Ti açık sarmal yaylarla kuvvet üreten apareyini “Keleş Slider” adıyla tanıtmıştır. Apareyini tanıttığı makalesinde apareyinde kalın tel kullanılması ve kuvvetin dişin direnç merkezi seviyesinden geçmesi sayesinde, molarların gövdesel olarak distalize olduğunu belirtmiştir. Çalışmasında ortalama 6,1 ay süren tedavi sonunda üst birinci molar dişlerde distale tipping ve ekstrüzyon olmaksızın ortalama 4,9 mm gövdesel distalizasyon kaydederken üst birinci premolar dişlerde gövdesel olarak kısmi bir mesial hareket ve kesicilerde labiyalizasyon gözlenmiştir, Overjet artmış ve overbite azalmıştır.

Kinzinger ve Diedrich (50), 2008 yılında in vitro bir çalışmayla Keleş Slider apareyinin birinci molar bölgesinde oluşturduğu kuvvet ve momentleri değerlendirmiştir. Sonuç olarak, Keleş Slider apareyinin sagittal düzlemde bir tipodont üzerinde neredeyse paralel molar distalizasyonu sağladığı ve tedavi için herhangi bir dikleştirme aktivasyonunun gerekli olmadığı kaydedilmiştir. Kuvvet uygulaması molar dişlerin direnç merkezinden palatal olarak gerçekleştiğinden, distalizasyon ilerledikçe artan mesiopalatal rotasyon momenti oluşmuştur ve bunun klinik uygulama sırasında istenmeyen sürtünmeye yol açabileceği vurgulanmıştır. Bu nedenle helezon yay sistemlerinin düzenli olarak yeniden etkinleştirilmesi ve ayrıca molar derotasyon için müteakip önlemlerin alınması gerektiği vurgulanmıştır. Dikey düzlemde, molar dişler, orta derecede bukkal rotasyon momentleri ile zayıf ekstrüzyon kuvvetlerine maruz kalmıştır. Bu etkiler, bu apareyin deepbite’ı olan hastalarda endike olduğunu doğrulamaktadır.

İskeletsel Ankrajlı Maksiller Molar Distalizasyon Yöntemleri

Ağız içi molar distalizasyon apareylerinin birçoğu dişler ve/veya sert damaktan ankraj almaktadırlar. Bu tür apareylerde, destek dişlerde ankraj kaybı, kesici dişlerde protrüzyon ve proklinasyon ve üst molarlarda distale devrilme gibi arzu edilmeyen diş hareketleri kaçınılmaz olmaktadır. Ayrıca hastaların büyük bir kısmı bu apareyleri estetik kaygılar ve rahatsızlık hissi nedeniyle reddetmektedir. Bu olumsuz etkileri azaltmak için ağız içi distalizasyon apareylerinde iskeletsel ankrajdan faydalanmaya yönelik birçok çalışma yapılmıştır (39,51,52).

Bukkal Kemik Destekli Maksiller Molar Yöntemleri

Mini vidaların distalizasyondaki etkinliğini değerlendiren bir çalışmada Wu ve ark. (51) konik ışınli bilgisayarlı tomografiden 3B rekonstrüksiyon modülü ile infrazigomatik krete implante edilen mini vidaların etkisini araştırmıştır. Çalışmaya daha önce mini vidalarla distalizasyon tedavisi uygulanan 20 hasta alınmıştır. Mini vidaların yerleştirilmesinden hemen önce ve distalizasyonun sonunda KIBT kullanılarak toplam 40 görüntü elde edilmiş ve dental değişiklikleri izlemek için 3B lineer ölçümleri kaydedilmiştir. Ölçümler sonunda mini vidalarla tedavi öncesi ve sonrasında maksiller dişlerde belirgin hareket vardır. Mini vidalar ortalama 8 ayda molar distalizasyonu Sınıf II ilişkiyi düzeltmiştir. Kesici dişler ortalama olarak 4,3 mm retraksiyon ve 3.8 mm ekstrüzyon göstermiştir. Kaninlerin kronu 3,7 mm distalizasyon göstermiş ve kaninler arası genişlik ortalama 3,1 mm artmıştır. Birinci molar kronlarının mesiobukkal cuspları 3,5 mm distalizasyon ve 2,1 mm intrüzyon göstermiş ve genişlik ortalama 5,0 mm artmıştır. Birinci molar kronlarının distobukkal cuspları 2,8 mm distalizasyon ve 3,7 mm intrüzyon göstermiş ve genişlik ortalama 6,2 mm artmıştır. Infrazigomatik krete implante edilen mini vidaların ankrajının maksiller dişlerin distalizasyonu için etkili olduğu sonucuna varılmıştır.

Mini vidaların distalizasyondaki etkinliğini farklı iki mini vida konumunda araştıran çalışmalar da vardır. Lee ve ark. (52), palatal ve bukkal olarak yerleştirilmiş geçici ankraj cihazlarının tedavi etkilerini karşılaştırmıştır. 40 Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyon hastasının 22'si modifiye C-palatal plak (MCP) apareyleri (yaş 21,9) ve 18'i maksiller birinci molar ve ikinci premolar arasında bukkal olarak yerleştirilmiş mini vidalar (yaş 24,2) ile tedavi edilmiştir. Tedavi öncesi ve sonrası lateral sefalogramlarda toplam 26 lineer ve açsal ölçüm analiz edilmiştir. Genel olarak, MCP apareyleri 4,2 mm distalizasyon, 2° tiping ile birinci molar dişte 1,6 mm intrüzyon ve 0,8 mm kesici diş ekstrüzyonu göstermiştir. Bukkal mini vida grubu, 2,0 mm distalizasyon, 7,2° devrilme ile birinci molar dişin 0,1 mm intrüzyonu ve 0,3 mm kesici diş ekstrüzyonu ile sonuçlanmıştır. Yumuşak doku değişikliği ile ilgili olarak, MCP grubunda üst dudak önemli ölçüde geri çekilmiştir. Sonuç olarak MCP apareyleri, bukkal minividalara kıyasla birinci molarlarda daha fazla distalizasyon ve intrüzyon, daha az distal devrilme ve kesici dişin daha fazla ekstrüzyonunu göstermiştir.

Palatal Kemik Destekli Maksiller Molar Distalizasyonu

Şar ve ark. (53) çalışmalarında mini vida destekli distalizasyon sistemi ve damak ankrajlı pendulum apareyinin iskelet, diş ve yumuşak doku etkilerini karşılaştırmıştır. Çalışmada, Angle Sınıf II maloklüzyon gösteren yaş ortalaması 14 olan 28 hastanın yarısı mini vida destekli distalizasyon sistemi ile yarısı damak ankrajlı pendulum apareyi ile tedavi edilmiştir. Tedavi öncesi ve sonrası lateral sefalogramların analizinin sonucunda her iki grupta da üst birinci molar dişler başarılı bir şekilde mini vidalı grupta 2,8 ve damak destekli grupta 2,9 mm distalize edilmiştir. Mini vida destekli distalizasyon sistemi grubunda 1,65° tipping ile neredeyse gövdesel distalizasyon görülürken, damak ankrajlı pendulum apareyi grubunda 9°'lik belirgin distal devrilme gözlenmiştir. Maksiller ikinci premolar dişlerde mini vidalı grupta 2,7 mm, damak destekli grupta 1,7 mm'lik distalizasyon gözlenmiştir. Her iki grupta da tedavi sonucunda maksilla ve mandibulanın sagittal pozisyonunda ve üst kesici dişlerin pozisyonunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik olmamıştır.

2020 yılında Bozkaya ve ark. (54)'nın yaptığı 43 Sınıf II hastanın dahil edildiği çalışmada, ek olarak anterior palatinadaki paramedian alana yerleştirilmiş bir mini vidadan destek alan bir hibrit pendulum apareyinin maksiller molar dişler üzerindeki ankraj kontrolü ve distalizasyonu değerlendirilmiş, sonuçlar geleneksel pendulumla karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak hibrit Pendulum grubunda maksiller birinci molar dişler 4,25 mm ve 9,09° ve geleneksel Pendulum grubunda 3,21 mm ve 9,86°'lik belirgin distal hareket ve eğilme göstermiştir. Birinci premolar dişlerdeki ankraj kaybı, geleneksel Pendulum grubuyla karşılaştırıldığında, hibrit Pendulum grubunda önemli ölçüde daha azdır. İkinci premolar dişler hibrit Pendulum grubunda spontan olarak distalize olurken, geleneksel Pendulum grubunda önemli ölçüde mesialize oldumuştur. Üst kesici dişlerin proklinasyonu ve protrüzyonunun, hibrit Pendulum apareyi ile karşılaştırıldığında geleneksel Pendulum apareyi ile daha fazla olduğu bulunmuştur.

Altieri ve ark. (55), çalışmalarında mini vida destekli distal jet apareyinin geleneksel distal jet apareyine göre daha az yan etkiyle daha iyi distalizasyon sağlayacağı hipotezini test etmiştir. Çalışmaya katılan 46 hasta rastgele iki gruba atanmıştır. Mini vida destekli grupta CAD teknolojisiyle hazırlanmış cerrahi kılavuz

yardımıyla iki mini vida KIBT ile belirlenmiş alana yerleştirilmiştir. İki grupta da distal jet apareyinin süper elastik Ni-Ti helikal springleri 250 N kuvvet uygulayacak şekilde aktiflenmiş ve 4 hafta da bir bilateral Sınıf I ilişki sağlanana kadar reaktive edilmiştir. Üst birinci molar distalizasyon miktarı ve dentoalveoler yan etkiler hem dijital modellerde hem de distalizasyon fazı sonunda lateral sefalometrik radyografide değerlendirilmiştir. Mini vida destekli grupta maksiller birinci molar dişlerde daha fazla distalizasyon ve birinci premolarlarda spontan distalizasyon ve santral kesici dişlerde palatal tipping gözlenmiştir. Buna karşılık, konvansiyonel grupta birinci premolar dişlerde mesiale doğru tipping ve üst santral kesici dişlerde bir proklinasyon gözlenmiştir. Her iki grupta da dental arkın transvers genişlikleri artarken, konvansiyonel grupta birinci premolar ekstrüzyonu ve maksiller birinci molar rotasyon eğilimi daha fazla bulunmuştur.

Anraki ve ark. (56), First Class apareyinin üç farklı tipinin etkinliğini kendi arasında karşılaştırmıştır. Bu üç tipten biri konvansiyonel diğer ikisi iskelet ankrajlı First Class apareyidir. 30 hastanın katıldığı klinik prospektif çalışmada tedavi öncesi ve distalizasyon sonrası lateral sefalogramlar değerlendirilmiştir. Sonuç olarak konvansiyonel olarak sabitlenmiş First Class ile tedavi edilen hastalar, iskeletsel ankrajlı First Class apareyine göre önemli ölçüde daha fazla kesici diş protrüzyonu ve labiyale tipping, ikinci premolar dişlerinde mesiale tipping ve mesializasyon göstermiştir. Gruplar arasında molar distalizasyon ve molar tippingi miktarı açısından fark gözlenmemiştir.

Bu apareylerin birçoğunun etkinliğine rağmen, klinisyenler alt yüz yüksekliğinde artış, saat yönünde mandibular rotasyon, birinci premolarların ekstrüzyonu, mesializasyonu ve mesiale tippingi, distalizasyon sırasında anterior ankrajın kaybı, maksiller molarlarda istenmeyen distale tipping ve dikey hareketler gibi birçok yan etkiyi göz önünde bulundurmalıdır. Dolayısıyla diş hareketlerini daha kontrollü ve bireysel olarak belirlenebilir kılan, dental arkların üç boyutlu modelinin alınmasından başlayarak, uygun bir yazılım ile diş hareketlerinin planlanmasına olanak sağlayan şeffaf plak tekniğine ortodontistlerin yoğun ilgisiyle beraber tekniğin gelişimi büyük bir ivme kazanmıştır (57,58).

Estetik görünümün çok önemli olduğu günümüzde, özellikle yetişkin hastaların ortodontik tedavilere ilgisinin artmasıyla beraber, tüm bu tedavileri

görünmez bir apareyle yapmayı mümkün kılan ve sabit tedavilerde gözlenebilen apareyin kırılması, tel batması veya yumuşak dokularda meydana getirdiği irritasyonlar gibi olumsuzlukları ekarte eden, daha estetik ve konforlu bir tedavi seçeneği olan şeffaf plak tekniğinin popülerliği son yıllarda dramatik bir şekilde artmıştır (59).

2.2. Şeffaf Plak Tekniği

Bu sistem, hasta tarafından sırayla takılan şeffaf termoplastik malzemeden yapılmış bir dizi ısıyla şekillendirilmiş şablondan oluşur. Her bir diş üzerindeki ortodontik üç boyutlu kuvvet-moment sistemi, şeffaf plak şekli ile dişlenme geometrisi arasında önceden belirlenmiş bir geometrik uyumsuzluk tarafından üretilir. Bu durum, hastanın diş yapısının CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) metodolojileri ve sanal 3B modelleri kullanılarak belirlenir (60). Her bir şablon, tam diş hareketinin yalnızca küçük bir bölümünü gerçekleştirecek şekilde programlanmıştır. Bu nedenle, tam bir tedavi, başlangıçtaki anatomik geometriden hedef diş konumuna kadar değişen şekillere sahip bir dizi şablondan oluşur (61).

Bu tekniğin tarihçesine göz attığımızda, Dr. H. D. Kesling'in minimal diş hareketleriyle dişleri doğru konumlandırmak için şeffaf, vakumla oluşturulmuş bir apareyin kullanımını önerdiği 1945 yılını başlangıç kabul edebiliriz. Fakat Kesling'in yöntemiyle kişisel şeffaf plak üretiminin çok meşakkatli olması, şeffaf plak tekniğinin gelişimini, yarım yüzyıl kadar sonraya, ta ki Stanford Üniversitesi'ndeki iki yüksek lisans öğrencisinin ortodontide üç boyutlu görüntülemeyi uygulayana ve dünyanın ilk seri üretim, kişiselleştirilmiş şeffaf plak sistemini oluşturana kadar ertelenmiştir. Bu bilgisayar teknolojilerinin diş hekimliği ve ortodonti dünyasına girmesi, yepyeni bir ortodontik tedavi tekniğinin doğmasına yardımcı olarak devrimsel bir yenilik yaratmıştır. Ortodontide çığır açan bu yöntem geleneksel yöntemden birçok yönden farklı olsa da kemik biyolojisi, biyomekanik, ankraj, oklüzyon kavramları gibi temel hususlar her halükarda ortaktır (4).

Şeffaf plaklar 1999 yılında piyasaya sürüldüklerinden bugüne sürekli ve hızlı bir gelişim göstermiştir. İlk zamanlarda hafif çapraşıklığa sahip Sınıf I hastalar için kullanılabilirdiği düşünülürken günümüzde çok çeşitli maloklüzyonları tedavi etme yeteneğine sahip estetik, hijyenik ve konforlu bir aparey olarak karşımıza çıkar (4).

2.2.1.Şeffaf Plak Tekniğinin Sabit Tedavilerden Temel Farklılıkları

İki tekniği kuvvet yönünden karşılaştıracak olursak, şeffaf plaklar dişleri hareket ettirmek için itme kuvveti uygularken, geleneksel braket tedavisi ise dişlere çekme kuvveti uygular. Örneğin, tel tedavisinde dişe uygulanan kuvvet, ark telinin esnekliğine ve dişe bağlanması için maruz kaldığı bükülme miktarına bağlıdır. Benzer şekilde bir elastomerik zincirle boşluk kapatılırken zincir elastomerik özelliğiyle dişleri bir araya çeker ve boşluk kapanır. Oysaki, şeffaf plaklar dişlere itme kuvveti uygular. Dişlerin ağız içindeki konumlarıyla plaktaki diş konumları arasındaki küçük farklılıklar mevcuttur. Plak elastikiyetiyle dişlerin üzerine bir miktar deforme olarak oturur ve dişlerin plaktaki konumlarına itilmesini sağlar (4).

İki tekniği dişlere bağlanma yönünden değerlendirdiğimizde, sabit apareyler, braket yuvasına yerleştirilmiş bir ark teli ile dişlere bağlanır. Braket yuvasının boyutuyla eşleşen bir ark teli, braket yuvasına veya tabanına yerleştirilmiş olan tip, tork ve in-out özelliklerini dişe verecektir. Şeffaf plaklar, plağın dişleri sarmasıyla bağlanma sağlar. Bir dişi ne kadar fazla plak materyali sararsa bağlanma o kadar güçlü olur. Uzun klinik kron ve daha büyük kron alanına sahip dişlerde daha iyi bağlanma olur dolayısıyla daha iyi diş hareketi gerçekleşir (4).

Ankraj konusunu ele aldığımızda, geleneksel braket tedavisinin en yaygın ankraj modeli, Newton'un üçüncü yasasına dayanan karşılıklı ankraj modelidir. Bu yasaya göre, her eylem için eşit ve zıt bir tepki vardır. Bir diş grubu başka bir diş ve diş grubu için ankraj ünitesi görevi görür. Ankrajın hangi üniteye daha güçlü olacağını dişlerin hangi tarafa hareket edeceğini dişlerin kök yüzey alanı toplamı belirler. Şeffaf plakların sabit apareylere göre en önemli avantajlarından biri bu noktada ortaya çıkar. Çünkü ankraj bölgeleri önceden belirlenebilir ve tedavinin farklı aşamalarında değiştirilebilir. Bu bağlamda, şeffaf plaklar, tedavinin şekline göre istenen aşamalarda istendiği kadar dişin sabit tutularak ankraj amacıyla kullanılmasıyla son derece iyi ankraj kontrolü sağlar (4).

Şeffaf plakları vertikal kontrol ve kök inklınasyonlarının kontrolü yönünden incelersek, optimize edilmiş kök kontrol ataşmanları ve uzun vertikal dikdörtgen ataşmanlar kök inklınasyonunun kontrolünü sağlar. Vertikal boyut kontrolünün çok önemli olduğu minimum overjet ve overbite'a sahip hastalarda şeffaf plaklar çok avantajlıdır. Plakların dişleri oklüzalden örtmesi ve tedavi planında intrüzyon

mekaniği planlayabilme özelliği, dikey boyutu mükemmel olarak kontrol ederek seviyelendirme ve hizalamaya izin verir (4).

Bu konuyla ilgili Caruso ve ark. (57), yaptıkları retrospektif bir çalışmada, şeffaf plaklarla sekanslı distalizasyon ile Sınıf II maloklüzyon tedavisinde, dikey dentoiskeletsel boyut değişikliklerini analiz etmeyi amaçlamıştır. Çalışmalarında şeffaf plaklarla üst molar dişlerin sekanslı distalizasyonu ile tedavi edilen 10 deneğin (ortalama yaş 22,7) lateral sefalometrik radyografilerini kullanmışlardır. Analiz sonunda SN-GoGn için T0 ile T1 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ve ortalama $0,1 \pm 2,0$ derecelik değişim kaydedildi. Benzer şekilde, dikey boyutun (S-Go; N-Me) doğrusal ölçümleri için istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi. Çalışmada varılan sonuç, üst molar distalizasyonunda şeffaf plaklar, dikey boyutu koruyabildiği için hiperdivergen veya openbite hastaların tedavisi için ideal bir seçenektir.

2.2.2. Ataşmanlar

Şeffaf plağın dişe bağlanması, dişle arasında oluşan temasına bağlıdır. Dolayısıyla yeterli temas yüzeyi sağlandıktan sonra dişlerin hareket etmesi için ataşmanlar her zaman şart değildir. Bununla birlikte çeşitli nedenlerden ötürü ataşmanlara gereksinim vardır. Ataşmanlar, plağın ekstrüzyon veya rotasyon gibi diş hareketlerini uygulaması için aktif, bir yüzey sağlar. Belirli diş hareketleri (örn. intrüzyon) arkin farklı bölgelerinden ankraj almayı gerektirir. Translasyon gibi diş hareketleri gerçekleşirken, kök inklinasyonunu korumak için kök kontrolü gerekebilir. Premolar dişler gibi dairesel morfolojiye sahip dişlerde plağın dişe daha iyi uyum sağlaması için veya konik şekilli bir lateral varlığında yüzey alanını arttırarak bağlanmayı güçlendirmek için ataşmanlar kullanılabilir. Çalışmalar belirli diş hareketlerinin klinik uygulanabilirliği için ataşmanlara ihtiyaç olduğunu göstermiştir (4).

Ataşmanlar iki kategoride sınıflandırılabilir (4):

1. Konvansiyonel ataşmanlar
2. Optimize ataşmanlar

Konvansiyonel Ataşmanlar

Şeffaf plakların dişe bağlanmasını arttıran, diş hareketi için kulp gibi görev gören, pasif ataşmanlardır. Üç tip konvansiyonel ataşman mevcuttur (4).

a. Elipsoid ataşmanlar

Genellikle ankraj kuvvetlendirme ve retansiyon amacıyla kullanılan pasif ataşmanlardır. Özellikle maksiller kesici dişler ya da linguale eğilmiş mandibular ikinci molar dişin lingual yüzeyi gibi diş yüzey alanının sınırlı olduğu bölgelerde kullanılır (4).

b. Dikdörtgen ataşmanlar

Dikey ve yatay dikdörtgen ataşmanlar olarak ikiye ayrılır.

Dikey dikdörtgen ataşmanlar: Kök kontrolü için kullanışlıdır ve optimize kök kontrol ataşmanları yazılımda bir çatışma nedeniyle yerleştirilemediğinde optimize ataşman yerine kullanılabilir (4).

Yatay dikdörtgen ataşmanlar: Kök kontrolü için özellikle de bukkolingual yönde molar dişlerde bukkal kök torkunu etkilemek amacıyla kullanılabilirler. Aynı zamanda kısa kron boyu olan veya oklüzal temasın dikey dikdörtgen ataşmanına izin vermediği dişlerde de kullanılabilir (4).

c. Eğimli ataşmanlar

Dikey veya yatay ataşmanların her ikisi de eğimli olabilir. Unutulmaması gereken husus eğimli yüzeyin aktif yüzey olduğudur. Eğimli yüzey, şeffaf plağa itme kuvveti için düz bir yüzey sağlayarak istenilen diş hareketinin gerçekleştirir. Molar dişler üzerindeki ekstrüzyon hareketi için gingivale eğimli, intrüzyon hareketi için oklüzale eğimli yatay bir ataşman etkili olacaktır (4).

Optimize Ataşmanlar

Optimize ataşmanlar, diş hareketinde belli eşik değerler aşıldığında ClinCheck yazılımı tarafından otomatik olarak yerleştirilir. Her bir diş için özelleştirilmiş olarak, kuvvet uygulama noktası, yönü ve kuvvetin miktarını kontrol etmek için tasarlanmışlardır. Her bir dişin morfolojisine bağlı olarak değişen geometrilerde farklı aktif yüzeyleri vardır. Şeffaf plak, dişi istenilen yönde hareket ettirmek amacıyla aktif yüzey üzerine kuvvet uygulamak için ataşman üzerindeki aktif yüzey açısından daha dar bir şekilde tasarlanmıştır. Bu yüzden diş üzerindeki

ataşmanın boyutu, şeffaf plak üzerinde ataşman için ayrılan boşluğun boyutundan farklı olacaktır (4).

Ataşmanlar gelecekte farklı şekil ve büyüklükte karşımıza çıkabilir fakat temel prensip olan dişlerin hareket etmesi için bir bağlantı ve kuvvet uygulama noktası olmaları değişmeyecektir (4).

2.2.3. Şeffaf Plaklarla Sınıf II Maloklüzyonların Tedavisi

Teşhis ve Vaka Seçimi

Tedavi yöntemini belirleyecek olan kilit soru, maloklüzyonun iskeletsel veya dişsel olup olmadığıdır. Sınıf II iskelet modeli için dişlerin kamuflej tedavisiyle düzeltiminden genellikle kaçınılır. Kamuflej tedavisi durumunda maksiller kesici dişler dik veya retrokline, mandibular kesici dişler prokline olacaktır. Ek olarak iskelet yapının vertikal komponenti de önem arz eder. Brakifasiyal hastaların düşük mandibular düzlem açısına sahip iskelet yapısı genellikle Sınıf II düzeltmeye yardımcı olan uygun bir büyüme yönüne sahiptir. Genellikle anterior açık kapanışla ilişkili olan, yüksek mandibular düzlem açısına sahip dolikofasiyal iskelet yapısına sahip hastalarda, tedavi sırasında mandibula aşağı ve geriye rotasyon yapmaya eğilimli olduğu ve bu durumun da Sınıf II ilişkiyi arttırması nedeniyle genellikle daha kötü bir prognoza sahiptir (4).

İskeletsel yapı uyumsuzluğu, büyüme modifikasyonu ile giderildikten sonra, hizalama ve seviyeleme ve geriye kalan diğer uyumsuzlukları gidermek için ikinci aşamada şeffaf plaklar kullanılabilir. Invisalign şeffaf plaklarının (Align teknolojisi) mandibular ilerletme özelliğinin tanıtımı, mandibular retrognatiye sahip büyüyen Sınıf II hastalarda iskeletsel uyumsuzluğun düzeltilmesi için önemli bir gelişme olmuştur (4).

Dişsel Sınıf II maloklüzyonu veya çok hafif iskeletsel uyumsuzluğu olan büyümesi tamamlanmış hastalarda Sınıf II elastikler ve maksiller molar dişlerin sekanslı distalizasyonu ile şeffaf plaklar kullanılarak çekimsiz tedavi denenebilir. İskeletsel uyumsuzluğun daha büyük olduğu fakat yine de dental olarak kamufle edilebilecek hastalarda diş çekimi gerekebilir. Şiddetli iskeletsel Sınıf II maloklüzyonlarda, özellikle büyüme modifikasyonu potansiyeli olmayan hastalarda ortognatik cerrahi endike olacaktır (4).

Şeffaf Plaklarla Anteroposterior Yön Düzeltimi

Hassas Kesimler

Hassas kesimler, hassas kesim kancaları ya da buton kesileri olarak istenebilir. Bunlar alt ve üst dental arkın diferansiyel hareketi ile Sınıf II maloklüzyon düzeltiminde kullanılacak intraoral elastiklerin takılmasını sağlar (4).

Maksiller Arktaki Hassas Kesim Kancaları

Hassas kesim kancaları, kanin veya birinci premolar dişler bölgesindeki şeffaf plağa yerleştirildiğinde, elastik doğrudan şeffaf plağa bağlandığı için tüm maksiller ark üzerinde distal bir kuvvet uygular. Bu durum, maksiller kesici dişlerin prokline olduğu Sınıf II Bölüm 1 vakalarda avantajlıdır. Çünkü distal kuvvet, bu dişleri retrakte etmeye yardımcı olacak şekilde etki edecektir. Aynı prensip, sekanslı distalizasyon planlandığı durumlarda, elastiklerle mandibular arkta ankras alınmasına yardımcı olur (4).

Mandibular Arktaki Hassas Kesim Kancaları

Mandibular kesicilerin retrokline olduğu Sınıf II vakalarda, mandibular kesicilerin proklinasyonu için tüm arkta mesial yönde bir kuvvet uygulanması istendiğinde mandibular birinci molar dişlerdeki hassas kesim kancalarına Sınıf II elastik uygulanır (4).

Maksiller Arktaki Buton Kesileri

Özellikle aşağıdaki iki durumda maksiller kesicilerde buton kesileri talep edilebilir (4):

- Maksiller kesicilerin retrokline olduğu Sınıf II Bölüm 2 maloklüzyonlar
- Maksiller kanin dişlerin bukkalde veya infraoklüzyonda olduğu, ekstrüzyonlarını gerektiren Sınıf II maloklüzyonlar

Mandibular Arkta Buton Kesileri

Sınıf II maloklüzyonlarda dental kompanzasyon nedeniyle genellikle mandibular kesici dişler prokline konumdadır. Böyle bir tabloda, mandibular kesici dişleri Sınıf II elastik kullanımıyla daha da prokline etmek, istenmeyen bir durumdur. Bu durumda mandibular molar dişlerde genellikle buton kesileri tercih edilir. Bu şekilde elastik kuvveti şeffaf plağa doğrudan iletilmez ve kesici inklinasyonu üzerinde daha iyi kontrol sağlanır (4).

Optimize Edilmiş Kök Kontrol Ataşmanları

Sınıf II maloklüzyonu düzeltmek için maksiller molar, premolar veya kanin dişleri distalize ederken dişlerin gövdesel olarak translasyonuna imkan sağlar (4).

Posterior Ara Yüz Aşındırması

Posterior aşındırma, molar dişlerin Sınıf I ilişkide olduğu, ancak kaninlerin hafif Sınıf II ilişkide olduğu sagittal düzeltim için tavsiye edilir. Ek olarak, posterior çapraşıklık veya bukkale yer değiştirmiş kaninlerin olduğu yerlerde önerilir (4).

Alternatif olarak, posterior aşındırma, gerekli distalizasyon miktarını azaltmak için sekanslı distalizasyon ile reçete edilir. Bu durumda, amaç hem kanin hem molar ilişkisi Sınıf I'e getirmek olacaktır. Seçilen diş hareketi seçenekleri 'Posterior IPR' ve 'Distalizasyon' olacaktır (4).

Sınıf II Elastik Atlama Simülasyonu

Sınıf II elastikler, Sınıf II dental maloklüzyonun düzeltilmesi için sıkça kullanılan bir tedavi yöntemidir ve daha çok dentoalveoler etkileri vardır(4).

Reçete formunda bir Sınıf II simülasyon atlaması istenirse Sınıf II elastiklerin tam zamanlı kullanılması gerekecektir. Hasta ¼ inç, 2 oz (hafif) bir elastik ile başlayıp tedavi ilerledikçe ¼ inç 4,5 oz (orta) bir elastığe kadar çıkabilir. Maloklüzyonun durumuna bağlı olarak, elastikler tek taraflı ve çift taraflı olarak kullanılabilir. Sınıf II elastiklerin etkisi ClinCheck yazılımında bir simülasyon atlaması olarak görülecektir (4).

Şeffaf plaklarla Sınıf II elastik kullanımının avantajı, intraoral elastiklerin ilk plaktan itibaren kullanılabilmesidir. Buna karşın sabit apareylerde, kontrolsüz hareketleri engellemek için kalın kare veya dikdörtgen bir paslanmaz çelik tel takılana kadar elastikler kullanılmazlar. Dolayısıyla şeffaf plaklarda elastik kullanım süresini arttırmak mümkün olduğu için sabit tedaviye göre Sınıf II elastik kullanımı daha etkili olacaktır (4).

Şeffaf Plaklarla Sekanslı Distalizasyon

Maksiller molar dişlerin sekanslı distalizasyonu yarım cusp Sınıf II maloklüzyonu düzeltmenin öngörülebilir bir yoludur. Sekanslı distalizasyon posterior interproksimal redüksiyon (IPR) veya Sınıf II elastik simülasyonu ile kombine olarak uygulanabilir. Örneğin tam cusp Sınıf II ilişkinin düzeltimi için yarım cusp sekanslı distalizasyonla geriye kalan yarım cuspsı Sınıf II elastik simülasyonu ile düzeltilebilir. Arka dişlerde yapılan IPR Sınıf I molar ve kanin ilişkisini sağlamak için gerekli olan distalizasyon miktarını azaltacaktır (4).

Sekanslı distalizasyon, arklar arası ankraj sağlamak için Sınıf II elastiklerle desteklenebilir. Özel olarak bir Sınıf II elastik simülasyon atlaması istemedikçe bu hareket sırasında kapanışı Sınıf I'e getirmek için bir simülasyon atlaması olmaz. Hastanın yaşına ve gerekli distalizasyon miktarına bağlı olarak elastikler tam veya yarı zamanlı verilebilir (4).

Daha fazla ankraj gerekiyorsa, geçici ankraj cihazları (TAD) yerleştirilerek *en masse* distalizasyon denenebilir. Maksiller kanin dişler üzerindeki hassas kesim kancaları, çıkarılabilir intraoral elastiklerle bukkal olarak yerleştirilmiş TAD'lara bağlanabilir. Alternatif olarak TAD, maksiller kanin ya da birinci premolar dişler üzerine yerleştirilen *power arm* gibi bir kuvvet koluyla elastomerik zincir veya nikel titanyum kapalı yay kullanılarak dişe bağlanabilir (4).

Sekanslı distalizasyon yaygın olarak 'V şekilli' aşamalandırma olarak da isimlendirilir. Şeffaf plakların çalışma mekanizmasının dişleri itmek olduğu unutulmamalıdır. Bir taraftaki birinci molar dişten karşıt birinci molar dişe kadar olan diş arkı, ikinci molar dişleri distale iterken ankraj ünitesi olarak görev görür. İkinci molar hareketinin yarısına geldiğinde, birinci molar distalizasyona başlar. Birinci molar da hareketinin yarısına geldiğinde, ikinci premolar distalizasyona

başlar. Bu zamana kadar ikinci molar diş hareketini tamamlar. Birinci molar hareket etmeyi bıraktığında birinci premolar hareket etmeye başlar, sonra kanin ve en son olarak ön segment hareket eder. Bu çok güvenli bir ankraj düzeneğidir ve şeffaf plaklar ile maksiller kesici dişlerin karşıt bir labiyal hareketi olmadan molar dişlerin distalizasyonuna izin verir (4).

Yapılan çalışmalar şeffaf plak tekniğinde sekanslı distalizasyonun klinik başarısının ve öngörülebilirliğinin oldukça yüksek olduğunu kanıtlamıştır. Simon ve ark. (3), şeffaf plaklarla ortalama 2,7 mm'lik distalizasyon hareketi reçete edildiğinde hareketin ortalama doğruluğunu %88 olarak bildirmiştir.

Sekanslı distalizasyon %50 sekansla yapılabileceği gibi %33 sekansla da gerçekleştirilebilir. Revera ve ark. (59), yetişkinlerde maksiller molar distalizasyonu ile ilgili çok merkezli retrospektif bir çalışma yapmıştır. İnvisalign şeffaf plağı ile distalizasyon uygulanan iskeletsel Sınıf I veya II başbaşa molar kapanışa sahip 20 hastanın dentoalveolar ve iskeletsel değişikliklerini analiz ettikleri çalışmalarında her vaka için şeffaf plak başına 0,25 mm olacak şekilde sekanslı distalizasyon planlanmıştır. Devrilme hareketine karşı koymak ve yeterli moment oluşturmak için kanin, premolarlar, birinci molar ve ikinci molar dişlerin bukkaline kalın dikdörtgen dikey ataşmanlar yerleştirilmiştir. Distalizasyona molar dişlerden başlanmıştır. İkinci molar diş, yolun 2/3'ünü aldığı anda birinci molar diş distalize edilmeye başlanmıştır. Ardından premolar ve kanin, sonunda dört kesici diş toplu olarak retrakte edilmiştir. Premolar, kanin ve kesicilerin retraksiyonunda ankraj kaybını ve böylece olası *flaringi* engellemek için Sınıf II elastikler (1/4 inç, 4,5 oz) kullanılmıştır. Haftada bir kontrole çağrılan hastalar 14 günde bir plaklarını değiştirmiştir. Ortalama tedavi süresi 24,3 aydır. Tedavi sonunda molarların mesiobukkal tüberkül konumlarının değerlendirildiği sefalometrik ölçümlerde; önemli dikey ve devrilme hareketleri olmadan ikinci molarda 2,52 mm'lik distalizasyon, birinci molarda 2,25 mm'lik distalizasyon elde edilmiştir. Sonuç olarak 2-3 mm maksiller molar distalizasyonu gereken yetişkin hastalar için tedavi planlamasında invisalign şeffaf plakların kullanımının düşünülebileceği belirtilmiştir.

Parelel hareket elde etmek için, ya uygulanan kuvvet dişin direnç merkezinden geçmelidir ya da krona özgül bir eşdeğer kuvvetler ve momentler sistemi uygulanmalıdır (62). Şeffaf plaklar, farklı boyut ve şekildeki ataşmanlar ve

diğer spesifik özellikler sayesinde dişleri tüm yüzeylerden tutarak ve uygun kuvvetler uygulayarak üç boyutlu hareketlerin kontrolünü sağlar. Tai (4), şeffaf plak tekniği kitabında, plak malzemesinin bu dişleri çok iyi bir şekilde kavraması nedeniyle distalizasyon için birinci ve ikinci molar dişlere herhangi bir ataşmanın gerekli olmadığını belirtse de, molarlarda gövdesel translasyonla distalizasyon için ataşman gerekli olduğunu ileri süren birçok çalışma yapılmıştır.

Simon ve ark. (3), molar distalizasyonunun 1,5 mm den büyük olduğu Invisalign® şeffaf plakların önceden tanımlanmış diş hareketi için tedavi etkinliğini araştırmayı amaçlamış aynı zamanda yardımcı elemanların (ataşmanlar) ve evrelemenin (şeffaf plak başına hareket) de tedavi etkinliği üzerindeki etkisini göstermiştir. Align teknolojinin tedavi protokolünde şeffaf plak başına 2° rotasyon, 1° tork ve 0,25 mm distalizasyon hareketi mümkündür. Evrelemenin tedavinin etkinliği üzerindeki etkisini araştırmak için diş hareketlerini kısmen daha yavaş ve kısmen daha hızlı olması planlanmıştır. Tedavinin etkinliğini değerlendirmek için de klinik olarak elde edilen diş hareketi (T2 – T1) ile ClinCheck® (Clin T2-T1) tarafından öngörülen diş hareketi miktarı arasındaki fark hesaplanmıştır. Bunun için tedavi öncesi (T1) ve tedavi sonrası (T2) alçı modeller taranarak elde edilen diş hareketi bir yüzey yüzey eşleştirme algoritmasıyla belirlenmiştir. Distalizasyon uygulanan grupta hastaların hiçbiri Sınıf II elastik kullanmamış ankraj desmodontal olarak sağlanmıştır. Molar dişlerin hareketi sırasında ön dişler hareket ettirilmemiştir. Anterior dişlerin retraksiyonu sırasında posterior bölgede kaybedilen ankraj dikkate alınmamıştır, çünkü ölçüler (modeller) birinci ve ikinci molar diş distalizasyonundan hemen sonra alınmıştır. Sonuç olarak, tüm diş hareketleri için genel etkinlik %59,3 bulunmuştur. En yüksek doğruluk, %87 ile molar distalizasyon grubunda, en düşük doğruluk ise premolar derotasyon grubundadır. Ataşman ile desteklenen molar distalizasyonun ortalama doğruluğu %88,4, ataşman kullanılmadığında ise %86,9 olarak gerçekleşmiştir. Simon ve ark. (3), en az 1,5 mm'lik bir distalizasyon hareketi öngörüldüğünde, şeffaf plaklarla üst molar paralel hareketinin yüksek derecede doğruluğunu bildirmiş fakat devrilme etkilerini analiz etmemiştir.

Rossini ve ark. (2), maksiller ikinci molar dişin distalizasyonu sırasında, şeffaf plaklarla ve farklı ataşman çeşitleriyle üst arkta oluşan kuvvet sistemini FEM ile değerlendirmiş ve şeffaf plakların kuvvet iletim mekanizmasını ortaya koymuştur.

Farklı ataşman kombinasyonları göz önünde bulundurularak aşağıdaki üç deneysel model geliştirilmiş ve ikinci moların 0,2 mm distalizasyonu simüle edilmiştir. Birinci modelde ataşman kullanılmamıştır. İkinci modelde bukkal yüzeyde 3 mm dikey dikdörtgen ataşman, sağ kaninden sağ birinci molarlara kadar yerleştirilmiştir. Üçüncü modelde bukkal yüzeyde 3 mm dikey dikdörtgen ataşman, sağ kaninden sağ ikinci molarlara kadar yerleştirilmiştir. Bu çalışmaya dayanarak ve uygulanan metodolojinin sınırlamaları dahilinde şu sonuçlara varılmıştır. İkinci molar dişin paralel hareketini kontrol etmek için ataşmanlar zorunludur. Ankraj ünitelerini güçlendirmek ve molar dişlerinin distalizasyonunda aktif üniteler olarak işlev görmek için ataşmanlar kullanılmalıdır. Şeffaf plağın aktif yüzeylerinin konumu ve bağlanma konfigürasyonunun klinik fizibilitesi göz önüne alındığında, ataşmanların kaninden ikinci molarlara kadar tüm dişlerde bulunduğu deney düzeneğinin klinik ortam için en umut verici modeli temsil ettiği belirtilebilir.

Kullanılan ataşmanların kendi aralarında etkinliğini karşılaştıran birçok çalışma da yapılmıştır. Ayıdağa ve Kamiloğlu (6)'nın yaptığı bir başka sonlu elemanlar analizinde maksiller birinci molar dişin distalizasyonu sırasında labiyal yüzeydeki kompozit ataşmanlar ve şeffaf hizalayıcılar tarafından oluşturulan stres ve yer değiştirme modelleri karşılaştırılmıştır. Alveolar kemik, molar diş, PDL, şeffaf plak ve kompozit ataşmanları simüle etmek için üç farklı sonlu eleman modeli tasarlanmıştır. İlk modelde kompozit ataşman yoktur, ikinci model dikey dikdörtgen ataşmana (2,75 mm yükseklik, 1,75 mm genişlik ve 1 mm kalınlık) ve üçüncü model ise bir kesitte yarım yuvarlak olarak yeni tasarlanmış kılavuz bukkal ataşmana sahiptir. (1,8 mm yükseklik, 4 mm genişlik, 1 mm kalınlık) Hareket, distale doğru 0,15 mm yer değiştirme olarak tanımlanmıştır. Sonuç olarak tüm konfigürasyonlar, distal harekete ek olarak bir tür saat yönünde dönüş göstermiştir. Dişin kron kısmı üç modelin hepsinde maksimum yer değiştirme göstermiştir; ancak ataşman olmadığında kök apeksi kontrolsüz devrilme hareketiyle uyumlu olacak şekilde ters yönde hareket etmiştir. Ataşmanlı simülasyonlar, hareket kalıpları ile ilgili en iyi performansı sergilemiştir. Şeffaf plağa dikey dikdörtgen bir ataşman eklenmesi, molar distalizasyonu sırasında mesiodistal devrilme eğiliminin azalmasına neden olmuştur. Yeni tasarlanmış ataşman ile, stres dağılımı ile ilgili en iyi performans ve PDL ve dişte daha yüksek stresler gözlenmiştir. Üçüncü model, koronal seviyede

0,13 mm, furkasyon seviyesinde 0,1 mm ve her üç kökün de kök apeksinde 0,07 ve 0,08 mm arasında distal yönde maksimum diş deplasmanı göstermiştir. Distalde daha eşit stres dağılımı dikkate alındığında en verimli olanının yeni tasarlanmış ataşman olduğu sonucuna varılmıştır.

Chi ve ark. (63)'nin yaptığı bir başka distalizasyon ataşmanı araştırmasında, maksiller dişin biyomekanik özelliklerini farklı ortodontik ataşmanlarla karşılaştırmak amaçlanmıştır. Farklı ataşman şekillerine göre dört model kurulmuştur: 1) ataşmansız (model A), 2) yatay dikdörtgen ataşman (model B), 3) dikey dikdörtgen ataşman (model C) ve 4) kombine ataşman (model D). Daha sonra, molar distalizasyon modalitelerini simüle eden bir sonlu eleman analizi kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlar şu şekildedir: Model A'da (ataşman yok), ikinci molar distal kron devrilme ve mesial kök devrilme eğilimleri gösterdi ve bukkal ve palatal tarafların ilk yer değiştirmeleri önemli ölçüde farklı değildi. Minimum yer değiştirme kök furkasyonunda bulundu. Model B'de (yatay dikdörtgen ataşman), model A'da olduğu gibi, ikinci molar distal kron devrilme ve mesial kök devrilme eğilimleri gösterdi; bununla birlikte, yer değiştirme değeri A modelinden daha yüksekti ve minimum yer değiştirme kök ucuna daha yakındı. C modelinde (dikey dikdörtgen ataşman), ikinci molar, kronun distal bukkal hareketinin, kronun distal palatal hareketinden önemli ölçüde daha yüksek olma eğilimi gösterdi. Minimum yer değiştirme, palatal kökün orta üçte birlik kısmındaydı. D modelinde, yer değiştirme modeli A modeline benzerdi, ancak minimum yer değiştirme kökün 1/3'lük uç kısmındaydı ve ilk yer değiştirme tüm modellerin en küçüğüydü. Diğer modellerle karşılaştırıldığında, model C en yüksek başlangıç yer değiştirme değerine sahipti. Dört modelde de ankraj dişler mesial kron devrilmesi gösterdi.

Garino ve ark. (62), üst moların paralel hareketinde dikdörtgen vertikal ataşmanların etkisi olup olmadığını bir vaka-kontrol çalışmasıyla test etmeyi amaçlamış ve 30 erişkin Invisalign hastasını distalize molar dişlerini kontrol etmek için kullanılan ataşman sayısına göre rastgele 2 deney grubuna atamıştır. Birinci grupta kaninden ikinci molara kadar 5 dişe, 2. grupta birinci premolardan birinci molara kadar 3 dişe dikey dikdörtgen ataşmanlar yerleştirilmiştir. Kontrol grubu olarak, çalışma grubuna yaş ve cinsiyete göre eşleşen 20 denek seçilmiş hem çalışma hem de kontrol grupları için yarım cusp Sınıf II molar ilişkisi olan hastalar dahil

edilmiştir. Kontrol grubunun 20 deneği için başlangıç sefalogramları elde edilmiştir. Aynı denekler için en az iki yıl sonra veya tedavi sonunda deney gruplarının ortalama yaşına karşılık gelen yaşta ikinci bir görüntü seti elde edilmiştir. Maksimum hareketi planlamak için ClinCheck yazılımında şeffaf plak başına 0,25mm distalizasyon planlanmıştır. Üst ikinci molar dişler yolun üçte ikisine geldiğinde, birinci molar dişlerinin distalizasyonu planlanmış, benzer sırayı premolar dişleri de izlemiştir. Birinci molar dişleri son konumlarına geldikten sonra kaninler ve kesici dişler sırayla retrakte edilmiştir. Hastalara şeffaf plaklarını ve 3/16", 4,5 oz Sınıf II elastiklerini günde en az 22 saat, tam Sınıf I kanin ilişkisine ulaşılan kadar sürekli takmaları talimatı verilmiştir. Ortalama toplam tedavi süresi 24,3 aydır. Sonuçta 5 dişe dikey dikdörtgen ataşman yerleştirildiğinde üst birinci ve ikinci molar dişin her biri yaklaşık 2 mm distalize edilmiş, buna yaklaşık 1 mm'lik bir intrüzyon eşlik etmiştir. Bu yaklaşımın, distal kron devrilmesini en aza indirmede ve molar ekstrüzyonu, anterior ankraj kaybı ve alt yüz yüksekliğinde istenmeyen değişiklikleri önlemede etkili olduğu, bu nedenle, klinisyenlerin 2-3 mm gövdesel üst molar distalizasyonu gerektiren yetişkin hastalarda bu tür ataşmanların kullanımını düşünebileceği sonucuna varılmıştır.

Comba ve ark. (7), kompozit ataşmanlar ve Sınıf II elastikler ile ve bunlar olmadan, kanin dişin paralel hareketinde şeffaf plaklar tarafından oluşturulan kuvvet sistemini ve yer değiştirme modellerini tanımlamak için bir sonlu eleman modeli kullanmıştır. İlk modelde maksiller kanin dişinde kompozit ataşman yoktur, ikinci modelde dikey dikdörtgen ataşman vardır. Üçüncüsü optimize edilmiş ataşmanlara ve dördüncüsü ise optimize edilmiş ataşmanlara ve Sınıf II elastiklere sahiptir. Distalize edilmiş bir maksiller kanin dişinde şeffaf plaklar, kompozit ataşmanlar ve Sınıf II elastiklerin neden olduğu mekanik bozulmaya ilişkin FEM analizi aşağıdaki sonuçları vermiştir: Dikey bir dikdörtgen ataşman, teorik periodontal hasarla birlikte dişin bukkal yer değiştirmesine neden olmuştur. Ataşmansız ve dikdörtgen ataşmanlı konfigürasyonlar, intrüzyon ve devrilme hareketleri üretmiştir. Bazı intrüzyonlar meydana gelse de optimize edilmiş ataşmanlar paralel hareket sağlamıştır. Optimize edilmiş ataşmana 4oz Sınıf II elastiklerin uygulanması, bu intrüzyonu önemli ölçüde azaltmış ve böylece cihazın verimliliğini artırmıştır.

2.3. Sonlu Elemanlar Metodu (FEM)

Sonlu elemanlar metodu (sonlu elemanlar analizi) "parçadan bütüne gitme" genel prensibiyle çalışmaktadır (64). Deneysel ortamda çözümü oldukça zor olan, ileri düzey mühendislik problemlerinin bilgisayar yardımıyla hesaplanarak, çözülebilmesini sağlayan bir analiz metodudur. FEM ile kararlı rejimli, değişken rejimli, lineer, lineer olmayan durumlar için; stres analizi, ısı transferi, akışkanlar mekaniği ve elektromanyetizma problemlerinin analizleri yapılabilir (65). Bu yöntemin ilk ve en geniş uygulama alanı "Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA)"dir (64).

2.3.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Kullanım Alanları

Bu yöntem ilk olarak 1950 yılında uzay mühendisliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Teknolojinin ilerlemesine paralel olarak 1970'lerde olgun hale gelen yöntem günümüzde makine, elektronik, uçak, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanı sıra, tıpta; ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahi dallarında da kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde yapılan ilk çalışma, 1968 yılında Ledley and Huang'ın bir dişe çeşitli yönlerde uygulanan kuvvetin, dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdiği gerilmeleri inceledikleri çalışmadır. Yöntemin bugünkü anlamıyla diş hekimliğinde uygulanması ise; 1970'li yıllarda Farah ve ark.'nın yaptıkları araştırma ile başlamıştır. Son yirmi yıldır da implant, restoratif diş tedavi, protetik diş tedavi ve ortodonti alanlarında yaygın olarak kullanılmaktadır (64).

2.3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Bilinmesi Gereken Temel Fizik Kavramları

Kuvvet

Kuvvet, bir cisim serbestse hareketinde değişikliğe, sabitse üzerinde gerilime sebep olan etkidir. Yönü, doğrultusu ve büyüklüğü olan kuvvet vektörel bir niceliktir. Birimi "Newton (N)" dir. Kuvvet, iç ve dış olmak üzere iki alt başlıkta incelenebilir. Dış kuvvet, diğer cisimler tarafından yapılan etki

olarak tanımlanırken, iç kuvvet ise cismin varsayılan çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetlerine denir (65).

Gerilme (Stres)

Bir cisme dışarıdan uygulanan bir kuvvete karşı, cismin birim alanında oluşturduğu tepkiye “Gerilme (Gerilim, Stres)” adı verilir. Hesaplanması için “Gerilme (S) = Kuvvet(F) / Alan(A)” formülü kullanılır. Uluslararası birim sisteminde gerilmenin birimi “N/m²” olarak tanımlansa da bazı kaynaklarda birim olarak PSI (*pounds per square inch*) ve P (*pascal*) da kullanılır. Diş hekimliği alanındaki çalışmalarda, incelenen nesnelerin boyutları çoğunlukla milimetre cinsinden hesaplandığı için gerilme birimi olarak “*Megapaskal (MPa) veya N/mm²*” kullanılmaktadır. Doğrultu ve yönlerine göre üç tip gerilme vardır (65).

- **Çekme gerilmesi**, cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve zıt yönde iki kuvvetin cisim üzerinde oluşturduğu gerilmedir (5).

- **Sıkışma gerilmesi**, cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve zıt yönde iki kuvvetin cisim üzerinde oluşturduğu gerilmedir (5).

- **Kesme gerilmesi**, cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan, farklı doğrultularda ve zıt yöndeki iki kuvvetin cisim üzerinde meydana getirdiği gerilmedir (5).

Çoğunlukla kuvvet uygulanan cisimlerde bu gerilmelerden yalnızca biri oluşmaz. Bu üç gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilmeler meydana gelir (65).

Gerinim (Strain, Şekil Değiştirme)

Gerinim, bir cisme kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal değişim olarak tanımlanır. “Gerinim (Strain) = Boyuttaki Değişim / İlk Boyut” formülüyle hesaplanır. Elastik ve plastik olmak üzere iki çeşit şekil değiştirme vardır. Elastik şekil değişimi geçicidir ve kuvvet kalkınca cisim eski şekline döner, plastik şekil değişiminde ise oluşan şekil değişikliği kalıcıdır. Bu iki durumun ortası olarak kabul edilen; “Elasto-Plastik Şekil Değiştirme” de ise oluşan şekil değişikliği, bir miktar orijinal haline geri döner fakat yine de cisim ilk halini alamaz. Cisme uygulanan kuvvet, cismin dayanabileceği gerilim kuvvetinden büyük olursa, cismin

yapı taşlarını bir arada tutan kuvveti aşmış olacağı için, cisimde kopma veya kırılma meydana gelir (65).

Hooke Kanunu

Robert Hooke tarafından tanımlanan “Hooke Kanunu” belirli gerilme sınırları içerisinde cisimdeki gerinimin, gerilim ile doğru orantılı olarak arttığını öngörür. Gerinim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar (65).

Elastiklik Katsayısı (Young’s Katsayısı)

Mucidi Thomas Young’ın ismi ile anılan, elastiklik (esneklik) katsayısı; elastikiyet sınırları içinde, gerilmenin, birim uzamaya bölünmesiyle hesaplanır. Bu değer arttıkça, cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artar. Sert maddelerin bozulmaya karşı yüksek iç dirence sahip olması nedeniyle elastiklik katsayıları yüksektir. Örneğin, kompakt kemiğin elastiklik katsayısı yumuşak dokunun 6700 katıdır (65).

Poisson Oranı

Poisson oranı, kuvvet uygulanan materyalin enindeki birim uzamanın, boyundaki birim uzamaya olan oranıdır. Örneğin, bir nesneye çekme kuvveti uygulandığında, kuvvet yönünde uzama, kuvvete dik olan boyutta ise kısalma meydana gelmektedir. Bir yöndeki uzama diğer eksenlerde kısalmayla sonuçlanacağı için negatif değer taşır, ancak mutlak değer içinde kabul edilir. Yumuşak olan materyallerin Poisson oranı daha yüksek olur (65).

Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stresi)

Von Mises gerilmesi, esneyebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde kullanılan bir değerdir. Von Mises gerilmesi, çeşitli matematiksel varsayımların yardımıyla elemanlar üzerindeki gerilmeler ve kesme gerilmelerinin ortalamasıdır. Cisim üzerindeki gerilme dağılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi almak için kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan gerilmeleri birleştirerek, yüklenen cismin tek

yönde gerilme mukavemetini verir. Bu değerler analizlerde genellikle renk yelpazesi üzerinde gösterilmektedir (65).

Asal Gerilim (Asal Stres, Principle Stress)

Üç boyutlu elemanlarda, kesme gerilimlerinin sıfır olduğu durumda “**Asal Stres (Asal Gerilim, Principle Stress)**” değerleri elde edilir. Kemik benzeri kırılğan maddelerde asal stres değerlerinden yararlanılır(65).

Asal Stres üç çeşittir(65):

1. Maksimum Asal Stres: En yüksek gerilme stresini ifade eden pozitif bir değerdir. Genellikle “Pmax” olarak kısaltılır, simgesi “ σ_1 ”dir

2. Ara Asal Stres: Ara asal stres değerini gösterir. Simgesi “ σ_2 ”dir.

3. Minimum Asal Stres: En yüksek sıkışma stresini ifade eden negatif bir değerdir. Genellikle “Pmin” olarak kısaltılır ve simgesi “ σ_3 ”dir. Bu değerler şu şekilde sıralanabilir: $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$

Bir stres elemanında hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı o stres tipinin etkisi altında kabul edilir (65).

2.3.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) Prensipleri ve Aşamaları

SESA’da karmaşık sistem, idealize edilmiş bir “Ağ (Mesh)” ile tanımlanır. Ağ oluşturan çizgilerin kesişim noktaları “Düğüm Noktaları” olarak adlandırılır. Bu ağ oluşturan çizgiler arasında oluşan iki veya üç boyutlu parçalara “Sonlu Eleman” adı verilir. Cismin boyut ve geometrisine göre elemanlara bölünmüş şekline ise “Matematiksel Model (Sonlu Elemanlar Modeli)” denir. Sınır koşulları, gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini içerir. Başka bir deyişle, cismin nerede sabitlendiğini ve kuvvetin nereye uygulandığını gösterir. (65).

Oluşturulan matematiksel modelde, belirlenen kuvvetler ve sınır koşulları, düğüm noktalarına uygulandığında oluşan değişimsel durumlar için matrisler oluşturulur ve bu matrisler bilgisayar ortamında çözülür. Bir analizde sisteme tekil, yayılı veya kütle kuvvetleri etki edebilmektedir. Tekil kuvvetler, seçilen eleman ve düğüm noktalarına belirlenen açıda etki eden kuvvetlerdir. Yayılı kuvvetler bir kenarda ya da bir alanda etkili olurlar. Kütle kuvvetleri ise eleman hacmi için geçerli

olan ağırlık kuvvetidir. Bu kuvvetler sayesinde, asal gerilme, aksiyel gerilme ve deformasyon değerleri elde edilir (65).

SESA uygulama aşamaları şu şekilde özetlenebilir (65):

1. İncelenecek cismin geometrisinin oluşturulması
2. Matematiksel modellerin oluşturulması
3. Malzeme özelliklerinin tanımlanması
4. Modelin sınır şartlarının ve uygulanacak yüklerin belirlenmesi
5. Yapılacak olan analiz tipinin seçilmesidir.

SESA ile problemlerin çözülmesi için bilgisayara bazı verilerin girilmesi gereklidir.

Bu veriler aşağıda sıralanmıştır (64):

1. Cismin geometrik modeli
2. Elemanların poisson oranı ve elastisite modülü değerleri
3. Başlangıç, sınır ve yükleme koşulları
4. Yapılacak olan analizin tipi

SESA'nın üç ana safhası bulunur (65).

1. Hazırlık (Pre-processing) Safhası
2. Çözüm (Analiz) Safhası
3. İşlem Sonu Düzenleme (Post-processing) Safhası

Hazırlık Safhası (Pre-Processing Safhası)

İlk olarak analiz yapılacak geometrik cisim taranır ve bu cisim bilgisayar ortamında CAD (*Computer Aided Design*- Bilgisayar Destekli Dizayn) programları yardımıyla modellenir. Daha sonra bu geometrik cismin elemanlara bölünerek ağ yapısı oluşturulur. Ağ oluşturma işlemi sayesinde, düğüm noktaları ve elemanlara ait koordinatlar belirlenmiş olur. Bu aşamadan sonra oluşturulan modele “Matematiksel Model (Sonlu Elemanlar Modeli)” ismi verilir. Program, belirlenen değerlere göre, belirli bir süre sonunda düğüm noktalarını, elemanları otomatik olarak sıralar ve

numaralandırır. Her bir eleman, ana yapıyı mekanik özellik ve karakter açısından taklit eder. Elemanların yapısı mümkün olduğunca basit olmalıdır (65).

Matematiksel model oluşturulurken birtakım noktalara dikkat edilir. Bunlar (5):

1. Materyalin yapısal özellikleri: Materyalin dijital ortama orijinaline en yakın şekilde aktarılabilmesi için, materyalin kendine ait özelliklerinin bilinmesi gereklidir. Materyalin sertliği, yoğunluğu, elastisitesi gibi yapısal özellikleri de analizin yapılacağı programa girilmelidir (5).

2. Dizayn: Yapılan analizden gerçeğe yakın sonuçlar elde etmek için, oluşturulan üç boyutlu modelin, incelenen materyali olabildiğince iyi bir şekilde taklit etmesi gerekir. Canlı ve cansız dokularda modelleme, BT görüntülemesinin DICOM formatındaki verileriyle hassas bir şekilde yapılır (5).

3. Eleman sayısı ve boyutu: İncelenecek materyalin geometrik karmaşıklığına bağlı olarak, bilgisayar ortamında oluşturulan matematiksel modelin içereceği sonlu eleman sayısı değişir. Diğer belirleyici faktörler, analizi yapan mühendisin tecrübesi ve incelemenin yapılacağı bilgisayarın kapasitesidir. Eleman sayısının artması, oluşturulan modelin orijinaline yakın olmasını sağlarken programının yapacağı hesaplama sayısını da arttırmaktadır (5).

4. Eleman tipi: Materyalin geometrisine göre uygun eleman tipi seçilmelidir (5).

Temel olarak kullanılan eleman çeşitleri şunlardır (65);

- **Çizgisel Elemanlar:** İki düğüm noktası arasında oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar uç uca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilirler (65).
- **İki Boyutlu Katı Elemanlar:** Yassı yüzeylerden oluşan geometriye sahip elemanlardır. Bu tip elemanlar yüzey elemanlarıdır ve kalınlıkları sabittir. Genelde üçgen (triangular) veya eşkenar yamuk (kuadrilateral) şeklinde, üç veya dört düğüm noktasından oluşan elemanlardır (65).
- **Üç Boyutlu Katı Elemanlar:** Temel olarak üç boyutlu elemanlar, dört yüzeyli (tetrahedral) veya altı yüzeyli (heksahedral) şekillerdedir (65).

Çözüm Safhası (Analiz Safhası)

Bu evrede, analiz edilecek cismin her bir elemanının mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanır. Mekanik davranışı belirleyen iki özellik olan elastisite modülü ve poisson oranı her bir materyal için programa yüklenir. Uygulanacak kuvvetin yönü, büyüklüğü ve açısı tanımlanarak yükleme koşulları belirlenir. Modeldeki elemanların her biri ana yapının tüm özelliklerini taşıdığından, her bir elemanın yükleme altında gösterdiği tepki ana yapıyı temsil eder. Bu çözümlenmeler “hareket sapması (defleksiyon)” içinde yapılır ve hareket sapması verileri gerilim, gerinim ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır (65).

İşlem Sonu Düzenleme Safhası (Post-Processing Safhası)

Bir önceki safhada elde edilmiş olan analiz verilerinin çözümlenmesini içeren son aşamadır. Bu aşamada elde edilen veriler, tablolar ve grafikler şeklinde sayısal ve teorik değerler biçimindedir. Analiz sonuçlarında negatif ve pozitif değerler olabilir. Bu teorik değerlerle verileri yorumlanmak zor olacağından, yapıların kuvvetler altındaki geometrik sapması, gerilmelerin dağılımı ve farklı veriler hakkında animasyonlar elde etmek faydalı olacaktır.

2.3.4. Sonlu Elemanlar Analizi Avantajları (5,65)

1. Karmaşık geometriye sahip cisimler dijital ortamda gerçeğine çok yakın şekilde taklit edilebilir.
2. Dijital ortama aktarılabilen her türlü materyalin analizi yapılabilir.
3. Farklı katmanlardan oluşan cisimlerin, kendisini oluşturan katmanların fiziksel özellikleri ve katmanların birbirleri arasında birleşim özelliklerini yansıtacak bir bütün halinde değerlendirilmesine olanak verir.
4. Dijital ortamda, analiz istenilen sayıda tekrarlanabilir.
5. Hızlı ve etkili bir yöntemdir, zamandan tasarruf sağlar.
6. Cismin istenilen herhangi bir noktasından stres ve yer değiştirme ölçümü yapılabilir.
7. Zamana bağlı değişken özelliklere sahip cisimler değerlendirilebilir.

8. Neden ve sonuç ilişkisi problemleri, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sistemi temsil eden, kuvvet ve yer değiştirmeleri içeren bir formül oluşturulabilir.
9. Cerrahi öncesi planlamaya yardımcı olarak modelleme gereksinimini ortadan kaldırarak maliyeti düşürür.
10. Girişimsel olmayan (*Non-invasive*) bir metottur.
11. Materyal üzerine uygulanan dış etkiler ile iç yapısında oluşacak değişimler ve stres dağılımları detaylı şekilde gözlenebilir.
12. Analiz sonucu elde edilen veriler, görsel öğeler ile desteklenerek daha anlaşılabilir hale getirilebilir.

2.3.5. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları (65)

1. Kullanılacak malzemelerin özellikleri ve uygulanacak kuvvetlerin sisteme girişi tamamen kullanıcıya bağlıdır ve sonuçlar farklı değerler kullanılan araştırmalarda değişkenlik gösterebilir.
2. Programlar patentli ve yüksek maliyetlidir. Her kullanıcı için ayrı bir lisans gerekir.
3. Bu programlar sıkça güncellenmektedir ve daha sağlıklı sonuçlar için son sürüme sahip olunmalıdır.
4. Programları kullanmak için bilgisayarın oldukça iyi bir donanıma sahip olması gerekir ve bu nedenle yüksek maliyetli yatırım gerektirir.
5. Programların kullanımı için özel eğitim ya da profesyonel destek gerekebilir.

2.3.6. Sonlu Elemanlar Yönteminin Ortodontide Kullanımı

Biomateryallerin ve insan dokularının in vivo olarak ölçülmesi çok güç olan mekanik davranışlarının tespit edilmesinde de oldukça kullanışlı olan sonlu elemanlar metodu ortodonti alanında da çeşitli analizlerin yapılmasında kullanılmaktadır. Bu analizlerden bazıları, fonksiyonel apareylerin üst ve alt çeneye olan etkileri, mini vida ve mini implantlarla yapılan tedavilerin çevre dokuda meydana getirdiği etkiler, sabit mekaniklerle dişlerde ve çevre yapılarda oluşan etkilerin incelenmesidir (5).

Park ve ark. (66)'nın yaptığı mini vida ile anterior segment retraksiyonu sırasında posterior bölge yer değişiminin incelendiği sonlu elemanlar analizinde, posterior segment yer değiştirmesinin kaçınılmaz olduğu ancak ana ark telinin sertliği ve sürtünmesinin azalmasıyla istenmeyen rotasyonun en aza inebileceği bulunmuştur.

McGuinness ve ark. (67), maksiller kanine edgewise apareyiyle uygulanabilecek ortodontik kuvveti, sonlu elemanlar analizi ile simüle ettiklerinde periodontal ligamentte oluşan streslerin özellikle servikal marjinde yoğunlaştığını ve tamamen paralel hareket elde edilmesinin zor olduğunu bildirmişlerdir.

Kojima ve Fukui (68), maksiller kaninlerin retraksiyonu sırasında kaninlerde ve çevre dişlerde meydana gelen hareketleri sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve yöntemin gerçeği yansıtmadaki başarısını değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak kaninlerin önce tipping daha sonra ise paralel hareket yaptığını, sürtünmenin artmasıyla uygulanan kuvvetin %70 azaldığını ve uygulanan kuvvetin azalması ve ark teli kalınlığının artmasıyla tippingin azaldığını dolayısıyla sonuçların mekanik olarak makul olduğunu bildirmişlerdir.

Ammar ve ark. (69), mini vida ankrajı ile alt kaninin distalizasyonunu sonlu elemanlar yöntemi ile incelemişlerdir. Çalışma sonucunda hooklar aracılığıyla direnç merkezine yakın ve yatay olarak uygulanan distalizasyon kuvvetinin periodontal alanda daha az stres ve dişte paralel yakın hareket oluşturacağını bildirmişlerdir.

Tanne ve ark. (70), maksillaya uygulanan protraksiyon kuvvetinin yönünün kraniofasiyal komplekste meydana getirdiği etkileri incelemiş ve nazomaksiller kompleks ve çevre yapılarda yüksek gerilmeler bulmuştur. Aşağı doğru uygulanan protraksiyon kuvvetinin en düzgün gerilim dağılımını yarattığı tespit edilmiştir.

Holberg ve ark. (71), headgear uygulamasının sutural gerilmeye etkisini sonlu elemanlar yöntemini kullanarak araştırmış ve bulgular, ortopedik kuvvetlerle headgear tedavisinin klinik etkinliğinin esasen dentoalveoler etkilere dayandığını, sutural büyümenin inhibisyonuna bağlı iskelet etkisinin şüpheli olduğunu göstermiştir.

2014 yılında yapılan bir çalışmada iskeletsel, dişsel destekli forsus ve monoblok apareylerinin çene-yüz kemikleri ve TME üzerine etkileri sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak kondil boynu, artiküler disk, mandibular

korpus, alt çene ucu ve mandibular kanin dişlerde fizyolojik gerilimler gözlenmiştir, yüz kemikleri ise minimal düzeyde etkilenmiştir (72).

Talay ve ark. (73), farklı yüz maskesi tipleri ile farklı açılardan uygulanan protraksiyon kuvvetlerinin dentofasiyal yapılar üzerindeki etkilerini sonlu elemanlar analizi ile incelemiştir. Çene ucu destek parçası olan yüz maskesi tiplerinde artiküler diskte ve kondil boynunda yoğun basma gerilmeleri görülmüştür. Maksiller protraksiyonda iskeletsel ankrajın dişsel ankrajdan daha etkin olduğu gözlenmiştir.

Luchian ve ark. (74), periodontal tutulumla ilgili çeşitli klinik senaryoları simüle etmek için sonlu elemanlar yöntemini kullanmıştır. Yatay kemik kaybı olmayan sağlıklı, orta düzeyde periodontal hasar (%33) ve şiddetli yatay kemik kaybı (% 66) olmak üzere üç farklı periodontal durumda, farklı büyüklüklerde (0,25 N, 1 N, 3 N ve 5 N) kuvvetler uygulanmış ve maksimum eşdeğer gerilmeleri, kuvvet uygulama yönündeki gerilmeleri ve çeşitli derecelerde diş-periodontal ligament-alveoler kemik kompleksinin tamamında üretilen yer değiştirmeleri kaydetmiştir.

Lee ve ark. (75)'nin sonlu elemanlar analizi kullanarak tek taraflı dudak damak yarığı (TDDY) olan bir hastanın kraniyofasiyal iskeleti üzerindeki hızlı maksiller genişletmenin etkilerini değerlendirmek ve optimal genişletme için kuvvet uygulama noktalarını tahmin etmeyi amaçladıkları çalışmalarında, sfenoid kemik gövdesinde, orbitanın medialinde ve maksillanın zigomatik prosesinin alt bölgesinde yüksek stres konsantrasyonları gözlenmiştir. Kraniyofasiyal stres dağılımı asimetrik bir şekilde yarık tarafında daha yüksek seviyelerde gözlenmiştir (5).

Uygun moment-kuvvet oranlarını simüle etme ve belirleme olasılığı, diş hareketlerini tahmin etmek ve kontrol etmek için önemli bir konudur. Şeffaf plaklarla diş hareketleri, belirli bir kuvvet uygulama noktası olmadığı için sabit apaneylere göre daha karmaşık olabilir. Klinik sonucun belirlenmesinde kesinlikle birçok parametre yer alır; diş anatomisi, şeffaf plağın kalınlığı ve malzeme özellikleri, şeffaf plak ve diş geometrileri arasındaki uyumsuzluk miktarı, temas şekilleri arasındaki kayma hareketleri gibi (61). Dolayısıyla şeffaf plak tekniğinin bu tür biyomekanik yönlerinin daha iyi anlaşılması amacıyla birçok FEM çalışması yapılmıştır.

Barone ve ark. (61) bukko-lingual devrilme sırasında mandibular santral kesici dişe iletilen kuvvet-moment sisteminin büyüklüğüne göre şeffaf plağın kalınlığını optimize etmek için bir sonlu eleman modeli kullanmıştır.

Rossini ve ark. (2) şeffaf plaklarla ve değişen ataşman çeşitleriyle maksiller ikinci molar dişin distalizasyonu sırasında üst arkta oluşan kuvvet sistemini FEM ile değerlendirmiştir.

Kim ve ark. (76) çalışmalarında, mandibular kaninin çeşitli hareketleri için ataşmanların çeşitli şekil ve konumlarını analiz ederek ataşmanların optimal şeklini ve konumunu belirlemeyi amaçlamıştır.

Ayidağa ve Kamiloğlu (6)'nın yaptığı bir başka sonlu elemanlar analizinde, maksiller birinci molar dişin distalizasyonu sırasında labiyal yüzeydeki kompozit ataşmanların, şeffaf plaklar tarafından oluşturulan stres ve yer değiştirme modelleri üzerindeki rolü incelenmiştir.

Gomez ve ark. (58), sonlu eleman modeli kullandıkları çalışmalarında maksiller kanin dişlerinin şeffaf plaklarla kompozit ataşmanlı ve ataşmansız gövdesel hareketi sırasında üretilen ilk kuvvet sistemini açıklamayı amaçlamışlardır.

Cai ve ark. (77), şeffaf plak tedavisinde sürtünme kuvvetlerinin kanin dişinin translasyonu ve rotasyonu üzerindeki etkisini FEM ile değerlendirmiştir.

3. MATERYAL VE METOD

3.1. Hasta Anatomik Model Materyalinin Seçilmesi

Araştırmamızda hasta anatomik modelini oluşturmak üzere, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda tedavi görmüş veya görmekte olan başlangıç KIBT ile elde edilen Dijital Görüntüleme ve Tıpta İletişim (DICOM) verileri ve *Standard Triangle Language* (STL) formatında optik ağız içi tarama görüntüsü bulunan hastalar taranmıştır. Bu hastalar arasından aşağıdaki kriterleri sağlayan bir hastanın görüntüleri seçilmiştir.

Araştırmaya Dahil Edilme Kriterleri:

1. Ortodontik tedavi için başlangıç kayıtları, KIBT ve ağız içi tarama görüntüsünün mevcut olması,
2. En az bir üçüncü molar diş dahil tüm maksiller daimî dişlerinin mevcut ve sürmüş olması,
3. Diş kron ve kök formlarının düzgün olması,
4. 25 yaşın üzerinde erişkin hasta olması ve
5. Maksiller posterior dişlerin düzgün sıralanmış ve normal pozisyonda olmasıdır.

Araştırmaya Dahil Edilmeme Kriterleri:

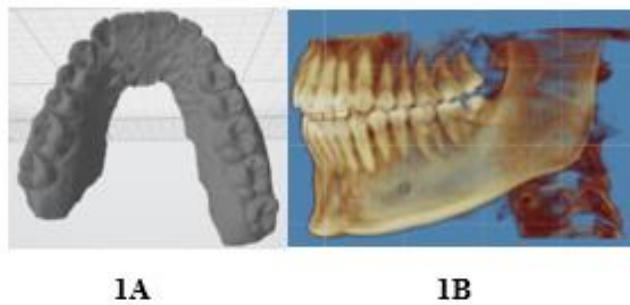
1. Başlangıç kayıtları, KIBT ve ağız içi tarama görüntüsünün olmaması,
2. Maksiller üçüncü molar dişin biri dışında eksik veya sürmemiş diş bulunması,
3. Maksillada herhangi bir deformite bulunması,
4. Dişlerin kök veya kron formlarında ciddi varyasyonlar, deformiteler veya restorasyonlar olması,
5. Köklerin formunu değiştirecek şekilde köklere yönelik cerrahi işlem uygulanmış olması,
6. Maksiller posterior dişlerde çapraşıklık ve rotasyonlar olması ve
7. Maksiller posterior dişlerin angulasyon ve inklinasyon değerlerinde ciddi sapmalar olmasıdır.

KIBT ve ağız içi optik tarama verilerinin kullanımı Hacettepe Üniversitesi etik kurulu tarafından onaylanmıştır. (Proje No: GO 22/693, Karar No: 2022/12-48)

Bu çalışmanın sonlu elemanlar analiz kısmı Yıldız Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nden danışmanlık ve mühendislik hizmeti alınarak yapılmıştır.

3.2. Hasta Anatomik Modelinin Dijital Rekonstrüksiyonu

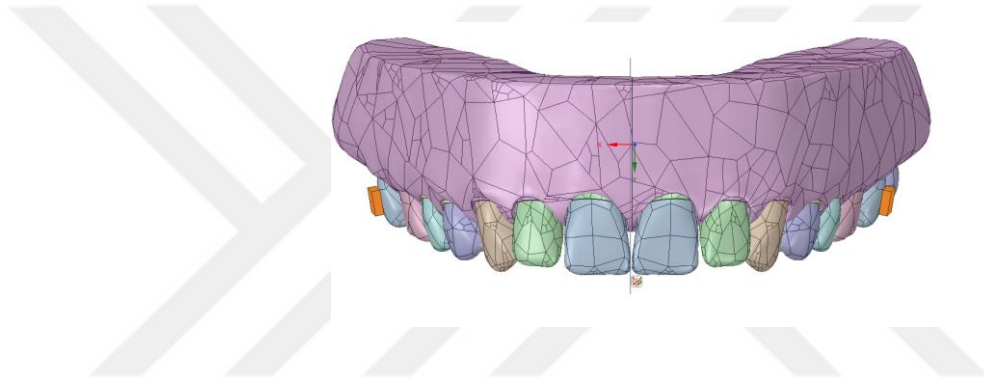
Hastanın maksiller alveol kemiği ve maksiller dişlerden oluşan anatomik modeli, hastasının KIBT taramasından DICOM formatında ve maksiller arkının iTero Element 2 (Align Technology, San Jose, USA) ile ağız içi taramasından elde edilen STL formatındaki görüntüsünden yararlanılarak Materials Mimics ve 3 Matic programı kullanılarak modellenmiştir (Şekil 3.1). KIBT verileri, her bir dişin köküyle beraber eksiksiz geometrisini ve çene kemiği içindeki göreceli uzamsal konumunu elde etmek için kullanılmıştır. Her KIBT diliminin kalınlığı 0,3 mm'ye eşit olarak ayarlanmıştır. Toplamda 575 yatay kesit yeniden yapılandırılmıştır. Ağız içi tarama prosedürünün amacı, tüm görünür diş ve ağız yumuşak dokularından oluşan doğru bir dijital modeli yeniden oluşturmaktır. Her bir diş için, doğru *multibody* diş modelleri oluşturmak için optik ve tomografik tarama kullanılarak elde edilen veriler birleştirilmiştir. Ağız içi tarama ile elde edilen kron yüzeyleri, KIBT veri setinden segmentlere ayrılan, karşılık gelen kron geometrileri ile hizalanmıştır. Nihai dijital model, ağız içi taramalarla yeniden oluşturulmuş diş kron görüntülerinden ve KIBT görüntülemeyle elde edilen diş kökü anatomilerinden meydana gelmiştir. Bu yöntem, net bir sonlu eleman modeli tanımlamak için çok önemli olan kronların yüksek çözünürlüğünü elde etmeyi mümkün kılmıştır (77).



Şekil 3.1. Maksilla dijital modellemesinde kullanılan hasta kayıtları; A: Hastanın STL formatındaki maksiller ark ağız içi tarama görüntüsü, B: Hastanın DICOM formatında KIBT görüntüsü

Orijinal üç boyutlu modelleri optimize etmek ve katı yüzey model yapısı oluşturmak için Ansys Spaceclaim (ANSYS Inc. Houston, PA, ABD) yazılımı kullanılmıştır. Üç boyutlu mekanik çizim yazılımı Spaceclaim (ANSYS Inc. Houston, PA, ABD), PDL, şeffaf plak ve ataşmanlar için bir ön model oluşturmak için kullanılmıştır.

Elde edilen anatomik modelde sağ ve sol posterior dişlerin konumlarında küçük farklılıklar mevcuttu. Bu farklılıkların sebep olacağı hatayı ekarte etmek amacıyla dijital model oluşturulurken daha ideal sıralanmış dişlerden oluşan quadran kullanılmış ve karşıt ark bu dişlerin simetriği kullanılarak tamamlanmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Hastanın maksiller dişler, alveol kemiği, PDL ve ataşmanlarını içeren dijital modeli

Periodontal Ligament Modellenmesi

Periodontal Ligament (PDL) geometrileri, dilim kalınlığı, ligament boşluğuyla eşit ve hatta ondan daha büyük olduğundan kolayca görselleştirilemez ve rekonstrükte edilemez (78). Bu nedenle, bu çalışmada, kemik ve diş modelleri arasındaki arayüz alanı tespit edilerek, her bir diş kökünü saran 0,25 mm kalınlığında üç boyutlu katı model yapısı oluşturularak PDL modellenmiştir. PDL hacmini tanımlamak için üç boyutlu katı model yapısı daha sonra alveol kemiğinden çıkarılmıştır.

3.3. Şeffaf Plak ve Ataşman Modellemesi

Şeffaf plak geometrisi, diş kron yüzeyi ile tamamen uyumlu bir tabaka tanımlanarak 3Shape dijital tasarım yazılımı (3Shape, Copenhagen, Denmark) kullanılarak 3B katı model olarak tasarlanmıştır. Bir katman oluşturmak için kök

geometrileri silinmiştir ve alttan kesilen hacimler manuel olarak çıkartılmıştır. Katman, 0,75 mm kalınlığında bir hacim oluşturmak için kalınlaştırılmıştır. Son olarak dış geometrileri hacimden çıkartılmış ve kalan geometrinin en dış yüzeyi çıkarılarak plağın iç şekli modellenmiştir. Şeffaf plakların, ısıl şekillendirme işleminden önceki termoplastik malzeme diskinin ortalama kalınlığından (0,75 mm kalınlık) kaynaklanan üniform bir 0,7 mm kalınlığa sahip olduğu varsayılmaktadır (60). Bu nedenle şeffaf plağın iç şekli yüzeye dik yönde 0,7 mm kalınlaştırılarak kabuk oluşturulmuştur.

Farklı ataşman şekilleri, üç boyutlu katı model oluşturan bir CAD programı olan Ansys Spaceclaim (ANSYS Inc. Houston, PA, ABD) kullanılarak tasarlanmıştır. Dişler ve ataşmanlar tek rijit bir parça olarak global koordinat sistemi üzerinde bir araya getirilmiştir.

Şeffaf plak, ataşman, diş, PDL ve maksiller alveol kemiği üç boyutlu dijital modelleri aynı koordinat ekseninde birbirinden bağımsız şekilde birleştirilmiştir.

3.4. Sonlu Elemanlar Modelinin Tanımı (Sonlu Elemanlar Modeli ve Ağ Yapısı)

Rekonstrükte edilen 15 dişten oluşan maksiller dental ark, maksiller alveol kemiği, PDL, şeffaf plak ve ataşman dijital modelleri, sonlu eleman modelini oluşturmak üzere Ansys® 19,2'ye (Ansys, Inc., Canonsburg, PA) aktarılmıştır. Modelde her bir eleman ağ yapısına bölünmüştür. Elemanların boyutu, ağ yakınsaması yapılarak seçilmiştir.

Modeli oluşturan ağ yapısı, 490.053 düğüm ve 290.441 elemandan oluşmuştur. Maksiller alveol kemik modeli 2 mm (PDL temas yüzeyi 0,9 mm), diş modeli 1,4mm (birinci, ikinci ve üçüncü molar dişler 0,8 mm), PDL modeli 0,9 mm (birinci, ikinci ve üçüncü molar dişlerin PDL modeli 0,6 mm), şeffaf plak 0,8 mm 10 düğümlü, dört üçgen yüzlü (quadratic tetragonal) ve ataşman 0,2 mm 20 düğümlü, altıgen (quadratic hexahedral) ağ eleman boyutuna ve tipine bölünmüştür. Özellikle direkt yer değiştirme hareketi beklenen şeffaf plak, ataşman, birinci, ikinci ve üçüncü molar diş ve bu dişlerin PDL'sinde oluşan yer değiştirme ve gerilme değerlerini daha doğru ölçmek için ağ boyutu daha küçük seçilmiştir. Tablo 3.1'de sonlu eleman

modelini oluşturan tüm parçaların ortalama ağ yakınsama arpıklık değeri, eleman ve düğüm sayısı, ağ boyutu ve ağ eleman tipi verilmiştir.



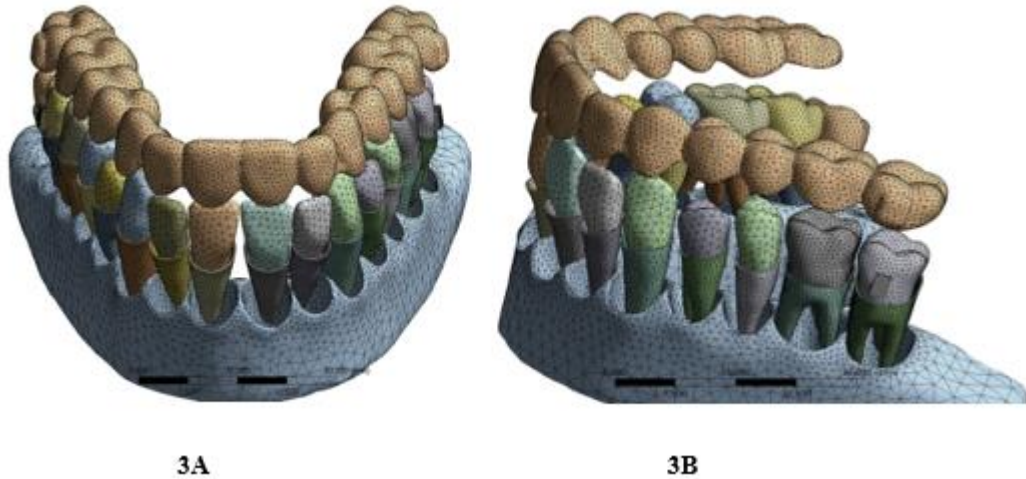
Tablo 3.1. Sonlu eleman modelinde eleman, düğüm, ağ boyutu, ağ eleman tipi ve ortalama ağ yakınsama çarpıklık değeri

	Ortalama Ağ Yakınsama Çarpıklık Değeri	Düğüm	Eleman	Ağ Boyutu (Mm)	Ağ Eleman Tipi
Maksilla	0,27	133651	868844	2	Tetrahedral
Şeffaf Plak	0,35	57927	29502	0,8	Tetrahedral
Ataşman	0,0007	7772	1500	0,2	Hexahedral
Dişler	0,21	32095	19799	1,4	Tetrahedral
PDL	0,6	44708	21834	0,9	Tetrahedral
Birinci, ikinci ve üçüncü molar dişlere ait PDL	0,4	76732	37864	0,6	Tetrahedral
Birinci, ikinci ve üçüncü molar dişler	0,14	137192	93115	0,8	Tetrahedral

Ağ yakınsaması, çözümün doğruluğunu ve süresini optimize etmek amacıyla gerilmenin yüksek olduğu bölgeler için gereklidir. Çözümün doğruluğu üzerinde direkt bir etkiye sahiptir ve sonuç değerlerinin değişimini etkiler (78–80). Ağ yakınsama sonuçlarına göre, ölçülen gerilme değer değişimi %1’den büyük değildir. Eleman, düğüm ve ağ boyutu değerleri üç senaryo için yaklaşık olarak aynıdır ve ortalama ağ çarpıklık eleman kalite değeri 0,28’dir. Tablo 3.2’de tüm modeli oluşturan parçalar için ağ çarpıklık eleman kalite değeri karşılaştırılabilir (78–80).

Tablo 3.2. Ağ ortalama çarpıklık eleman kalite değeri

Mükemmel	Çok İyi	İyi	Kabul Edilebilir	Kötü	Kabul Edilemez
0-0,25	0,25-0,50	0,50-0,80	0,80-0,94	0,95-0,97	0,98-1,00

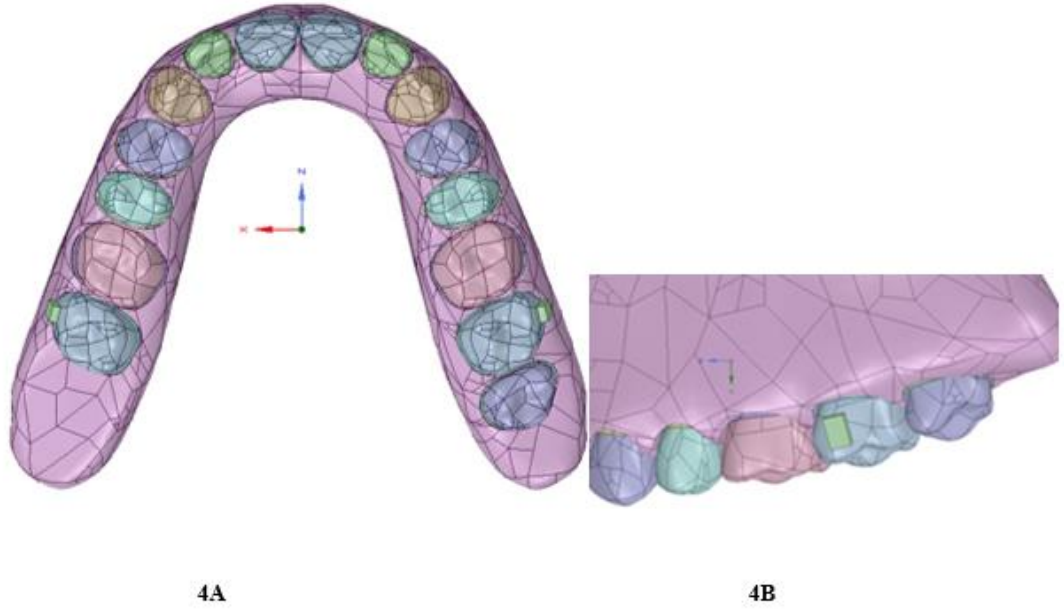


Şekil 3.3. Sonlu eleman modelinin ağ yapısı, A: Önden, B: Yandan

Oluşturulacak Senaryolara Göre Hazırlanan Ataşmanlı Sonlu Eleman Modelleri (SEM)

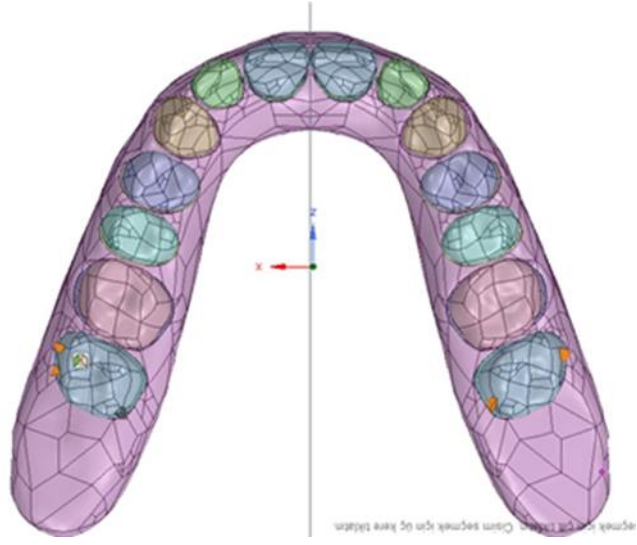
İki farklı sonlu eleman modeli oluşturulmuştur.

Model I: Sağ üçüncü molar diş dışında tüm maksiller dişler mevcuttur ve sol üçüncü molar diş haricinde sağ ve sol taraf birbirinin simetriğidir (Şekil 3.4A). Sağ ve sol ikinci molar dişlerin bukkal yüzüne 3 mm yükseklik, 2 mm genişlik, 1 mm kalınlıkta birer dikey dikdörtgen ataşman (1. Ataşman Konfigürasyonu) yerleştirilmiştir (Şekil 3.4B).

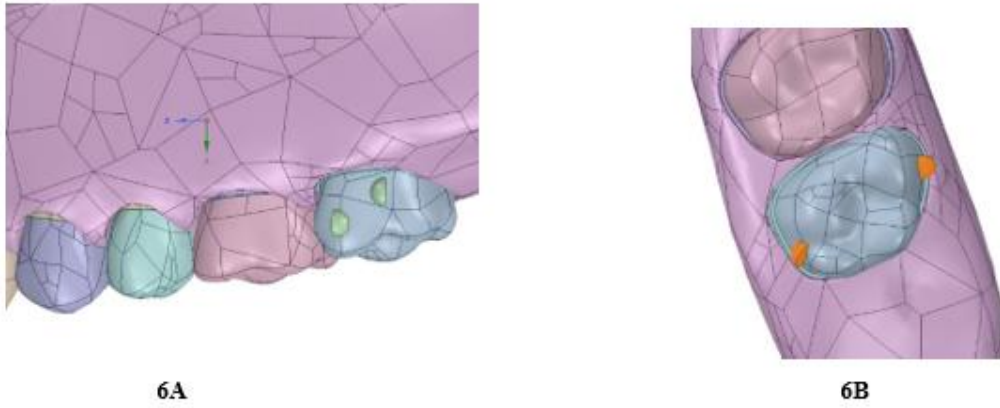


Şekil 3.4. Model I A: Oklüzalden, B: Model I’de kullanılan Dikey Dikdörtgen Ataşman (Birinci Ataşman Konfigürasyonu)

Model II: Üçüncü molar dişler dışında tüm maksiller dişler mevcuttur ve sağ ve sol taraf birbirinin simetriğidir (Şekil 3.5). Sağ ikinci molar dişin bukkal yüzünde, düz yüzeyleri birbirine zıt yönde olan, oklüzal düzlemle dik açıda, 2 mm çap, 0,8 mm kalınlıkta iki yarım eliptik konveks ataşman (2. Ataşman konfigürasyonu) mevcuttur (Şekil 3.6A). Sol ikinci moların bukkal ve palatinal yüzünde düz yüzeyleri birbirine zıt yönde olan, oklüzal düzlemle 45° ve 135° açı yapan, 2 mm çap, 0,8 mm kalınlıkta birer yarım eliptik konveks ataşman (3. Ataşman Konfigürasyonu) mevcuttur (Şekil 3.6B).



Şekil 3.5. Model II (Senaryo II ve III'te kullanılmıştır.)



Şekil 3.6. Model II'de kullanılan ataşmanlar A: Kombineli Yarım Eliptik Konveks Ataşman (İkinci Ataşman Konfigürasyonu) B: Bukkalde ve Palatinalde Yarım Eliptik Konveks Ataşman (Üçüncü Ataşman Konfigürasyonu)

3.5. Mekanik Özellikler Ataması

Tüm model geometrisi oluşturulduktan sonra literatürde daha önce belirlenmiş malzeme özellikleri (maksiller alveoler kemik, diş, PDL, ataşman ve şeffaf plak için) girilmiştir. Her model için, malzemenin fiziksel özelliğini tanımlayan materyal (elastisite modülü ve Poisson oranı) değeri atanmıştır.

Maksiller alveoler kemik anizotropik, PDL, hiperelastik doğrusal olmayan malzeme modeli (üçüncü dereceden Ogden modeli) olarak, dişler, ataşman ve şeffaf plak ise izotropik homojen doğrusal malzeme olarak seçilmiştir. Kemiğin ve

PDL'nin gerçekte davranışını daha iyi tanımlayabilmek ve doğru sonuca yaklaşmak için anizotropik malzeme özelliği atanmıştır. Bahsedilen her bir bileşenin malzeme özelliği Tablo 3.3'te gösterilmiştir (78,81).

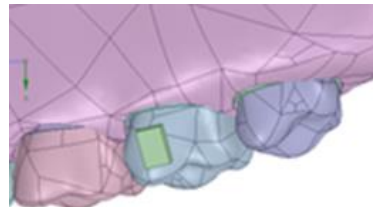
Tablo 3.3. Sonlu eleman modelinin malzeme özellikleri (MPa: Megapascal, Ex, Ey, Ez: Elastik modül, yönere bağlı. Vxz, Vyz, Vxy: Poisson oranı, yönere bağlı. Gxy, Gyz, Gxz: Kayma modülü, yönere bağlı. μ , α , D: Malzeme parametresi)

Malzeme Özelliği	Elastik Modül (Mpa)	Poisson Oranı	Kayma Modülü (Mpa)
Kortikal Kemik	Ex: 12600	Vxy: 0,25	Gxy: 5700
	Ey: 19400	Vyz: 0,39	Gyz: 5700
	Ez: 12600	Vxz: 0,30	Gxz: 4850
Süngerimsi Kemik	Ex: 1148	Vxy: 0,32	Gxy: 434
	Ey: 1148	Vyz: 0,05	Gyz: 68
	Ez: 210	Vxz: 0,05	Gxz: 68
Diş	19890	0,31	
Şeffaf Plak	528	0,36	
Ataşman	12500	0,36	
Periodontal Ligament (PDL)	μ 1: - 3420,83	μ 2: 1434,35	μ 3: - 5,56E-04
	α 1: - 0,506	α 2: - 0,134	α 3: 13,708
	D1: 0 MPa-1	D2: 0 MPa-1	D3: 0 MPa-1

3.6. Analiz Düzenekinin Kurulumu

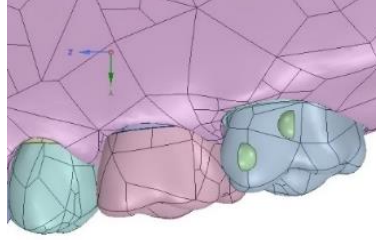
Karşılaştırılacak ataşman konfigürasyonları:

- 1. Ataşman Konfigürasyonu:** Bukkal yüzde 3 mm yükseklik, 2 mm genişlik, 1 mm kalınlıkta dikey dikdörtgen ataşman (Şekil 3.7)



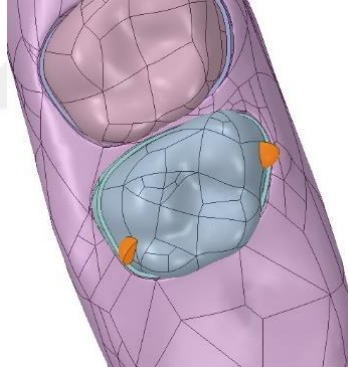
Şekil 3.7. Model I'de kullanılan Dikey Dikdörtgen Ataşman: Birinci Ataşman Konfigürasyonu

2. **Ataşman Konfigürasyonu:** Bukkal yüzde düz yüzeyleri birbirine zıt yönde olan oklüzal düzlemlle dik açıda 2 mm çap, 0,8 mm kalınlıkta iki yarım eliptik konveks ataşman (Şekil 3.8)



Şekil 3.8. Kombine Yarım Eliptik Konveks Ataşman: İkinci Ataşman Konfigürasyonu

3. **Ataşman Konfigürasyonu:** Bukkal ve palatinal yüzde düz yüzeyleri birbirine zıt yönde olan oklüzal düzlemlle 45° ve 135° açı yapan 2 mm çap, 0,8 mm kalınlıkta birer yarım eliptik konveks ataşman (Şekil 3.9)



Şekil 3.9. Bukkalde ve Palatinalde Yarım Eliptik Konveks Ataşman: Üçüncü Ataşman Konfigürasyonu

Simüle Edilecek Senaryolar:

Senaryo I: Model I kullanılarak birinci ataşman konfigürasyonuna sahip sağ ve sol ikinci molar dişlerin şeffaf plakla 0,25 mm distalizasyonu

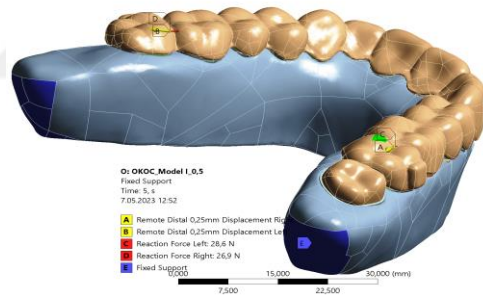
Senaryo II: Model II'deki ikinci ataşman konfigürasyonuna sahip sağ ikinci molar diş ve üçüncü ataşman konfigürasyonuna sahip sol ikinci molar dişin şeffaf plakla 0,25 mm distalizasyonu

Senaryo III: Model II'deki ikinci ataşman konfigürasyonuna sahip sağ ikinci molar diş ve üçüncü ataşman konfigürasyonuna sahip sol ikinci molar dişin şeffaf plakla 0,25 mm distalizasyonu ve eş zamanlı ikinci molar dişler bölgesinde sağ ve sol taraf için 0,5'şer mm dental ekspansiyon

3.7. Sınır Koşullarının Tanımı

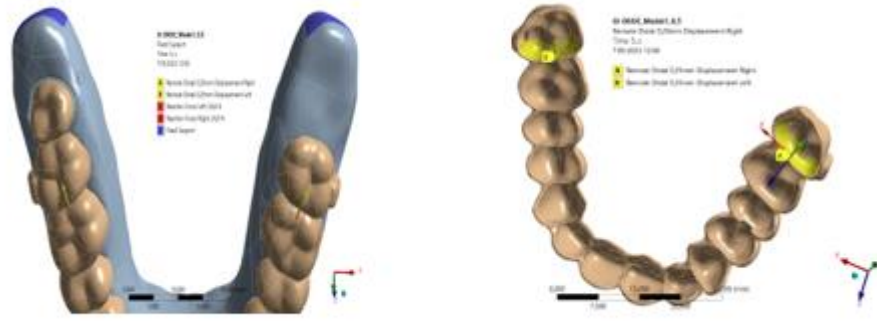
Sınır Şartları ve Kuvvetin uygulanması

Sonlu elamanlar analizinin yapılabilmesi için modelin sabitlenmesi gerekmektedir. Bu nedenle modelin uygun yerlerdeki serbestlik dereceleri kısıtlanmalıdır. Çalışmamızda sınır koşulu olarak maksilla, pterygomaksiller sutur bölgesinden sabitlenmiştir. Simülasyonda, bu bölgelerde bulunan düğüm noktaları, X, Y ve Z eksenlerinde ötelenme ve dönme (translasyon ve rotasyon) hareketi engellenecek şekilde sabit olarak kabul edilmiştir. Modelimizin sabitlenme noktaları Şekil 3.10'de gösterilen (All Boundary Condition) mavi renkle seçilmiş yüzeydir.



Şekil 3.10. Sonlu elemanlar modeline uygulanan sınır şartı, maksiller kemiğin pterygomaksiller sutur bölgesinden sabitlenmesi (mavi renkli yüzeyler)

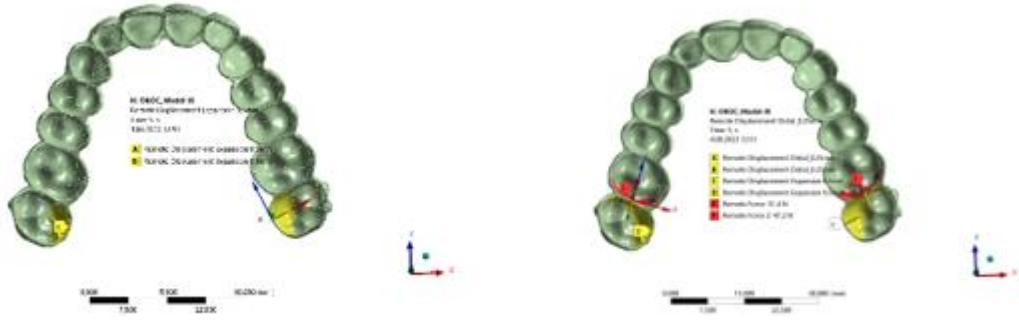
İkinci molar dişte 0,25 mm distalizasyonu simüle edebilmek için sınır şartı olarak ikinci moların mesial yüzüne denk gelen şeffaf plak yüzeyine 0,25 mm distale öteleme hareketi verilmiştir. Aynı şekilde 0,5 mm ekspansiyonu simüle edebilmek için sınır şartı olarak ikinci moların palatal yüzüne denk gelen şeffaf plak yüzeyine 0,5 mm bukkale öteleme hareketi verilmiştir (Şekil 3.11, 3.12).



A

B

Şekil 3.11. Sonlu elemanlar modeline uygulanan sınır şartı; A: Sarı renkli ok distalizasyon kuvvetinin yönü, B: Sarı renkli bölge 0,25 mm distale yer değiştirme uygulanan plak bölgesi



A

B

Şekil 3.12. Sonlu elemanlar modeline uygulanan sınır şartı; A: Sarı renkli ok ekspansiyon kuvvetinin yönü, sarı renkli bölgeler 0,5 mm bukkale yer değiştirme uygulanan plak bölgesi, B: Sarı renkli alan 0,25 mm distale ve 0,5 mm bukkale yer değiştirme uygulanan alan

Yükleme koşulundan sorumlu olduğu için en önemli temas yüzeyini temsil eden, tüm dişler ile şeffaf plak arasında ve ataşmanlar ile şeffaf plak arasındaki temas yüzeyi sürtünmeli (sürtünme katsayısı $\mu = 0.2$) olarak ayarlanmıştır (81). İkinci ve üçüncü molar diş arasındaki temas da sürtünmeli (sürtünme katsayısı $\mu = 0.2$) olarak tanımlanmıştır. Tükürüğün varlığı dikkate alındığında, cihazın termoplastik malzemesi ile dental biyolojik doku arasındaki farklılıktan dolayı bu makul bir seçimdir.

Dişler ve PDL'ler, bağlı bir temasla birleştirilmiş; kemik ve PDL arasında da bağlı temaslar kabul edilmiştir. Ataşman ile ikinci molar diş yüzeyi arasında bağlı temas tanımlanmıştır.

Bağlı temas, birbirinden ayrılamayan ve karşılıklı düğüm noktalarına sahip temas yüzeyleri arasında mükemmel bir yapışmanın olduğu temastır. Karşılıklı bir kayma veya ayrışmanın olmadığı varsayılabilir.

3.8. Sonlu Elemanlar Analizi

Çalışmamızda zamana bağlı dinamik analiz (*transient dynamic analysis*) kullanılmıştır. Gerçeğe en yakın sonuçları bulabilmek için doğrusal olmayan analiz yöntemi ile çözüm yapılmıştır. Yer değiştirmeleri ve gerilme dağılımını değerlendirmek için geometrik doğrusal olmayan teori, doğrusal olmayan temas teorisi ve doğrusal olmayan malzeme yöntemi kullanılmıştır.

Her simülasyon için, şeffaf plak tarafından hedef dişe iletilen kuvvet sistemi ve dişin yer değiştirmesi ve rotasyonu hesaplanmıştır. Senaryoda kullanılan modellerin tasarımı ve analiz çözümleri HP marka Z840 (2.2GHz, 40 çekirdek, 64GB ram) iş istasyonunda yapılmıştır.

3.9. İşlem Sonu Düzenleme

Bir önceki safhada elde edilmiş olan analiz verilerinin çözümlenmesi ve düzenlenmesi işlemleri yapılmıştır. Analiz sonucunda, ikinci molar dişlerin ve üçüncü molar dişin gösterdiği yer değiştirmeler ve rotasyonlar, ataşmanlarıyla beraber bu dişler ve PDL'leri üzerindeki von Mises gerilmeleri, şeffaf plak üzerindeki von Mises gerilmeleri ve şeffaf plak deformasyonu verileri elde edilmiştir. Diş, PDL, şeffaf plak ve ataşmanın von Mises gerilme değerleri 'MPa' cinsinden, yer değiştirmeler 'µm veya mm' cinsinde, rotasyonlar açı derecesi '°' olarak ölçülmüştür.

Bir Koordinat Sisteminin Kurulması:

Koordinasyon sistemi her bir diş için şu şekilde tanımlandı: Z eksenini sagittal eksenini, +Z: mesial, -Z: distal yön, Y eksenini vertikal eksenini, +Y: oklüzal, -Y: gingival yön, X eksenini transvers eksenini ifade etmektedir. X eksenini sağ ve sol ikinci molar diş

için farklı yönleri ifade etmiştir. Birinci senaryoda üçüncü moların mevcut olmadığı taraf için +X: bukkal, -X: palatinal, üçüncü molar dışın mevcut olduğu taraf için +X: palatinal, -X: bukkal yönü, ikinci ve üçüncü senaryoda ikinci ataşman konfigürasyonu için +X: bukkal, -X: palatinal, üçüncü ataşman konfigürasyonu için +X: palatinal, -X: bukkal yönü ifade etmektedir.

Ölçüm Noktalarının Belirlenmesi

Tüm modellerde molar dişlerde, PDL'de, şeffaf plak ve ataşmanda von Mises gerilme değerleri ve yer değiştirme değerleri Ansys Workbenc'de prob kullanılarak noktasal olarak ölçülmüştür. Ölçülen değerlerin doğru şekilde karşılaştırılabilmesi için, tüm modellerde aynı bölgedeki eleman üzerinden ölçüm değeri alınmıştır. İkinci molarların göstermiş olduğu üç farklı yöndeki rotasyon kronların ortalama rotasyon değerleriyle temsil edilmiştir.

Oklüzal düzlemi belirlemek için santral kesici dişlerin mesial kesici noktaları ve bilateral birinci molarların mesial tüberkül uçları kullanılmıştır.

İkinci ve üçüncü molar dişlerin mesiobukkal cusp (MBC), mesiopalatinal cusp (MPC), distobukkal cusp (DBC) ve distopalatinal cusp (DPC) tepe noktaları, ikinci molar dışın palatinal, mesiobukkal (MB), distobukkal (DB) kök apeksi, üçüncü molar diş için mesial ve distal kök apeksi ve ikinci molar diş kronunun ekvator hattında yer alan mesial, distal, bukkal ve palatinal uç noktaları, ölçüm noktası olarak seçilmiştir.

Distal yöndeki yer değiştirmeyi değerlendirmek için Z yönündeki değerler, bukkal veya palatinal yöndeki yer değiştirmeyi değerlendirmek için X yönündeki değerler, dikey yöndeki yer değiştirmeleri değerlendirmek için Y yönündeki değerler kullanılmıştır.

Açısal ölçümler olarak ikinci molar kronlarının XY, YZ ve XZ yönünde gösterdikleri ortalama rotasyon değerleri sırasıyla dişlerin bukkale veya palatinal tippingini, distale tippingini ve distobukkal veya distopalatinal rotasyonunu ifade etmektedir. İki düzlemde birden hareketi ifade eden rotasyon hareketinin yönü, kendisini oluşturan iki vektörün bileşkesi olarak '-' veya '+' şeklinde ortaya çıkar.

Açısal ölçümlerin yanı sıra belli noktalardan yapılan yer değiştirme değerleriyle rotasyonlar incelenmiştir. Dışın uzun eksenini etrafında yaptığı rotasyon

miktarını değerlendirmek için mesiobukkal ve distopalatinal cusp tepelerinin X yönündeki yer değiştirme değerleri karşılaştırılmıştır.

Distale tippingi değerlendirmek için mesialde yer alan ölçüm noktalarıyla distalde yer alan ölçüm noktalarının Y yönündeki değerleri karşılaştırılmıştır. Diğer bir parametre olarak kromdaki ölçüm noktalarıyla kökteki ölçüm noktalarının Z yönündeki değerleri karşılaştırılmıştır.

Bukkale veya palatinal tippingi değerlendirmek için mesiobukkal cusp ile palatal kök apeksinin X yönündeki değerleri karşılaştırılmıştır.



4. BULGULAR

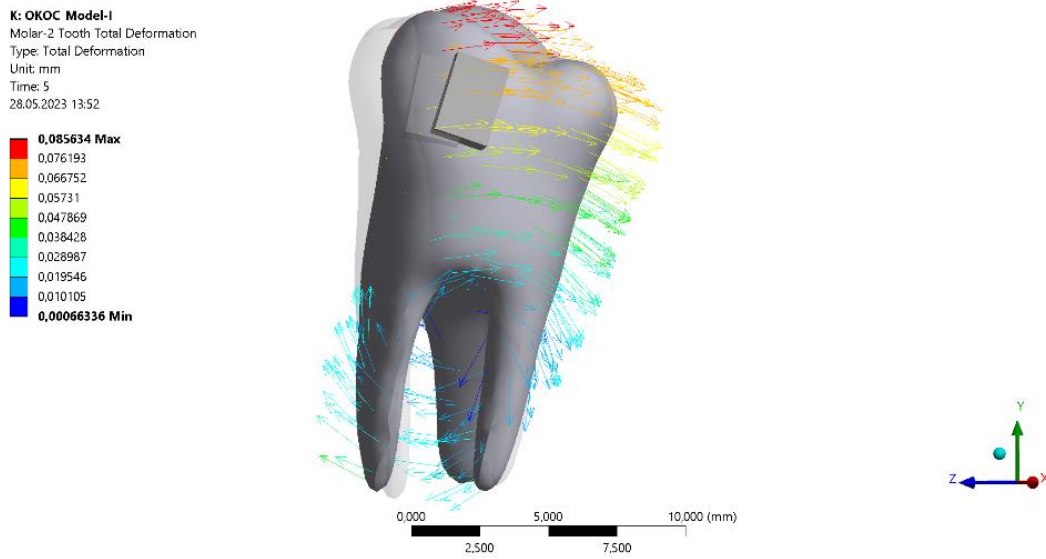
4.1. Diş Yer Değiştirme Paternleri

Yer değiştirmenin daha net gözlenebilmesi için toplam yer değiştirme görselleri, değişimin on sekiz kat büyütülmüş haliyle hazırlanmıştır.

4.1.1. Senaryo I

İkinci ve Üçüncü Molar Diş Toplam Yer Değiştirme (Total Deformasyon) Değerleri

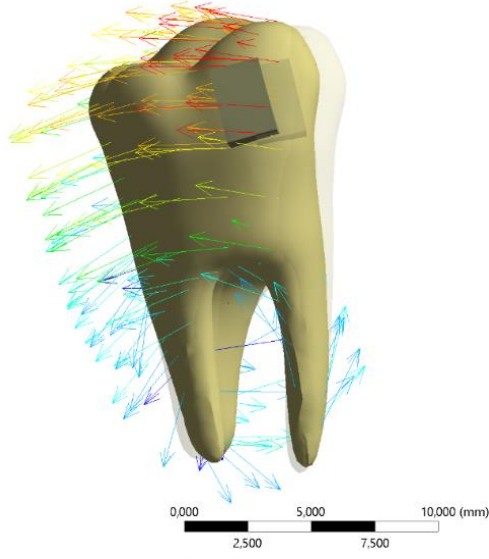
Üçüncü molar dişin mevcut olmadığı ve olduğu taraftaki ikinci molar diş ve üçüncü molar dişteki total deformasyonu (mm) Şekil 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4'te gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Üçüncü molar dişin olmadığı tarafta birinci ataşman konfigürasyonu ile ikinci molar dişin total deformasyonu

K: OKOC Model-I
 Molar-2 Tooth Total Deformation 2
 Type: Total Deformation
 Unit: mm
 Time: 5
 28.05.2023 13:42

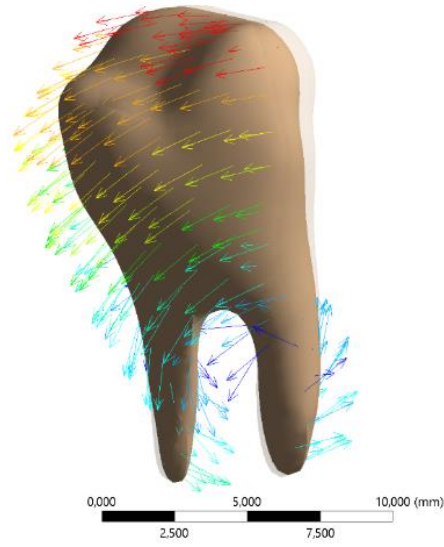
0,077454 Max
 0,068977
 0,0605
 0,052023
 0,043546
 0,035069
 0,026592
 0,018115
 0,0096385
0,0011615 Min



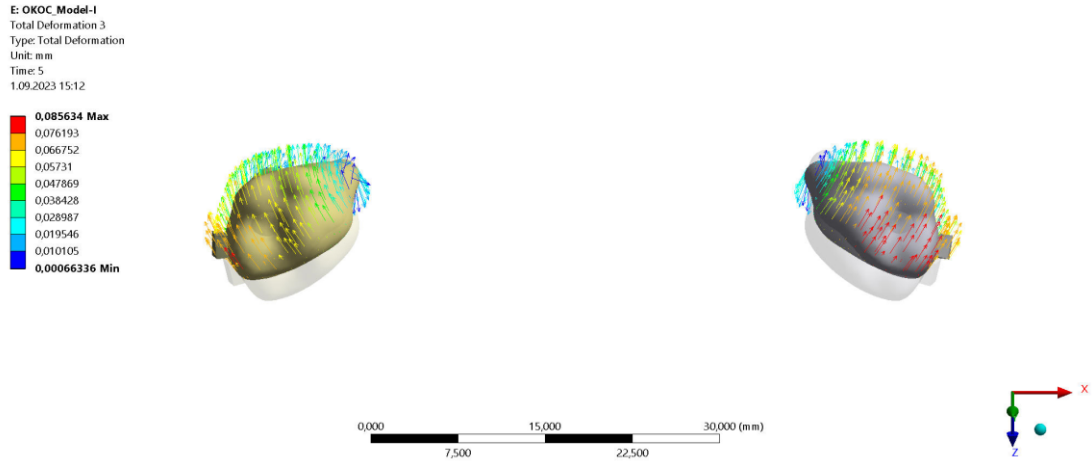
Şekil 4.2. Üçüncü molar dişin olduğu tarafta birinci ataşman konfigürasyonu ile ikinci molar dişin total deformasyonu

K: OKOC Model-I
 M3 Tooth Total Deformation
 Type: Total Deformation
 Unit: mm
 Time: 5
 28.05.2023 13:55

0,043528 Max
 0,038725
 0,033921
 0,029118
 0,024315
 0,019512
 0,014709
 0,0099054
 0,0051022
0,00029903 Min



Şekil 4.3. Üçüncü molar dişin total deformasyonu



Şekil 4.4. Senaryo I'de üçüncü moların mevcut olduğu (sarı) ve olmadığı (gri) taraftaki ikinci molar dişlerde gözlenen total deformasyon (oklüzalden)

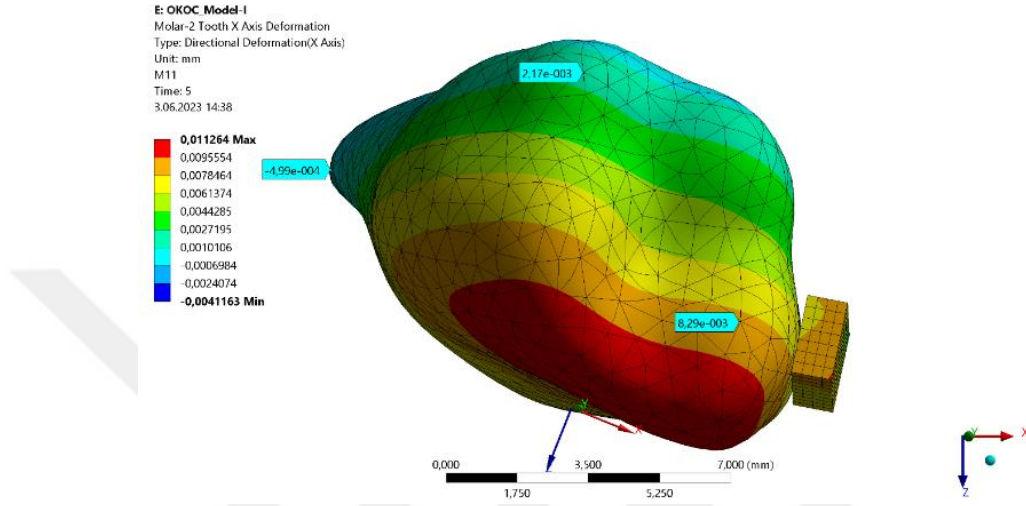
Birinci senaryoda, üçüncü molar diş olmayan tarafta, birinci ataşman konfigürasyonu ile ikinci molar dişte ölçülen maksimum toplam yer değiştirme miktarı mesiobukkal tüberkülde 0,085 mm olarak ve minimum toplam yer değiştirme miktarı köklerin furkasyon bölgesinde ve distobukkal kökte 0,0006 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.1, 4.4).

Üçüncü molar dişin olduğu tarafta, birinci ataşman konfigürasyonu ile ikinci molar dişte ölçülen maksimum toplam yer değiştirme miktarı mesiobukkal ve mesiopalatinal tüberkülde 0,07mm olarak ve minimum toplam yer değiştirme miktarı köklerin furkasyona yakın bölgelerinde ve distobukkal kökte 0,001 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.2, 4.4).

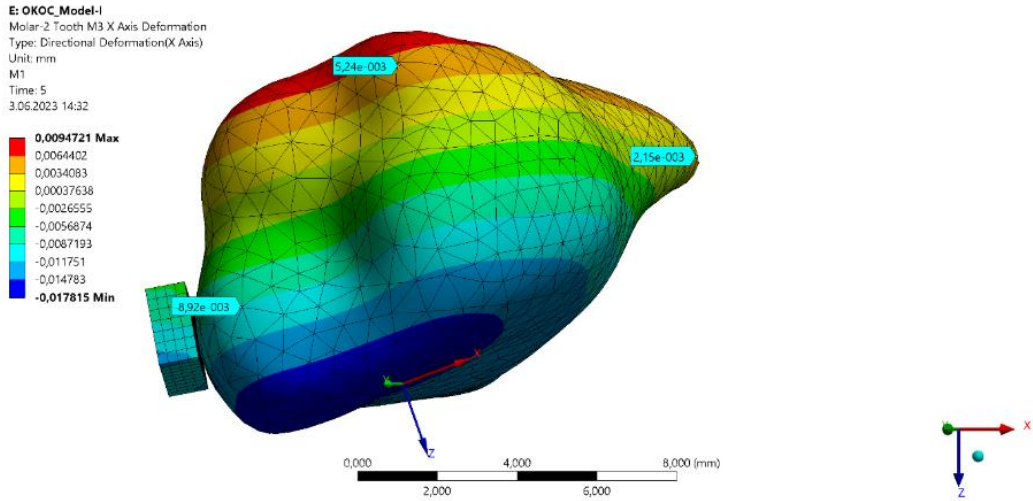
Üçüncü molar dişte ölçülen maksimum toplam yer değiştirme miktarı mesiobukkal ve palatinal tüberkülde 0,04 mm olarak ve minimum toplam yer değiştirme miktarı köklerin furkasyona yakın bölgelerinde ve mesiobukkal kökte 0,0002 mm ölçülmüştür (Şekil 4.3).

X Ekseni

Üçüncü molar dişin olmadığı ve olduğu tarafta birinci ataşman konfigürasyonu ile ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi (mm) Şekil 4.5 ve 4.6'da gösterilmiştir.



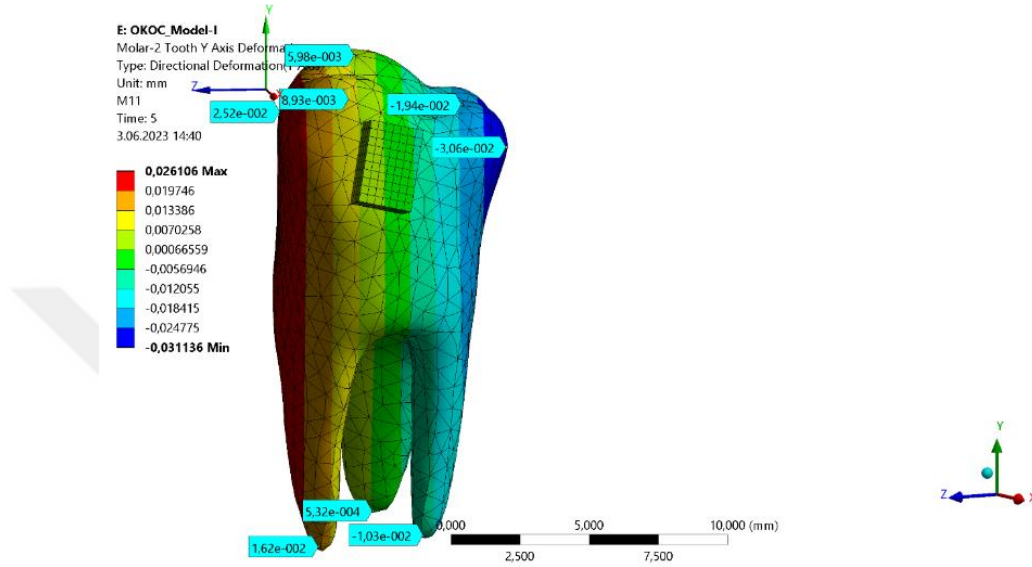
Şekil 4.5. Üçüncü molar dişin olmadığı tarafta birinci ataşman ile ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi



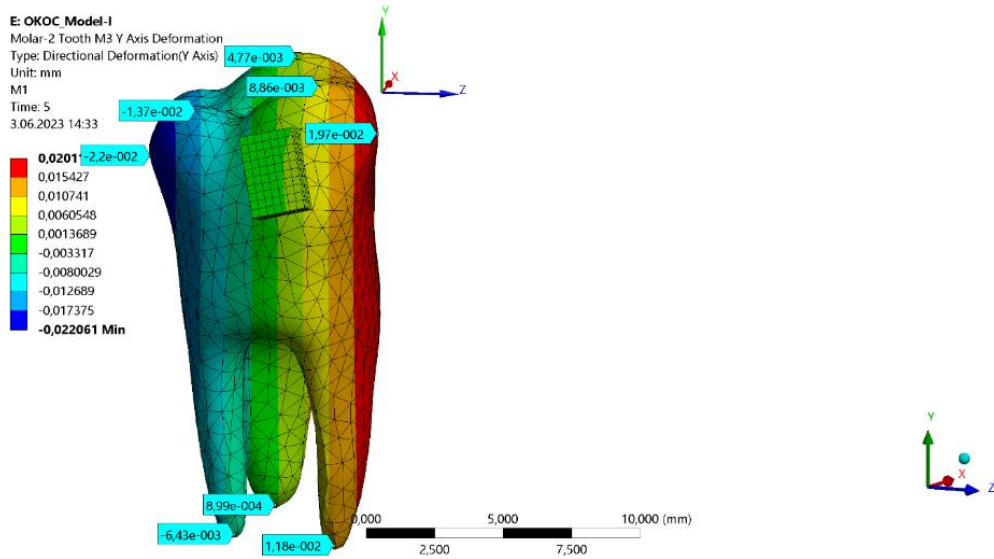
Şekil 4.6. Üçüncü molar dişin olduğu tarafta birinci ataşman ile ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi

Y Ekseni

Üçüncü molar dişin olmadığı ve olduğu tarafta birinci ataşman konfigürasyonu ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi (mm) Şekil 4.7 ve 4.8’de gösterilmiştir.



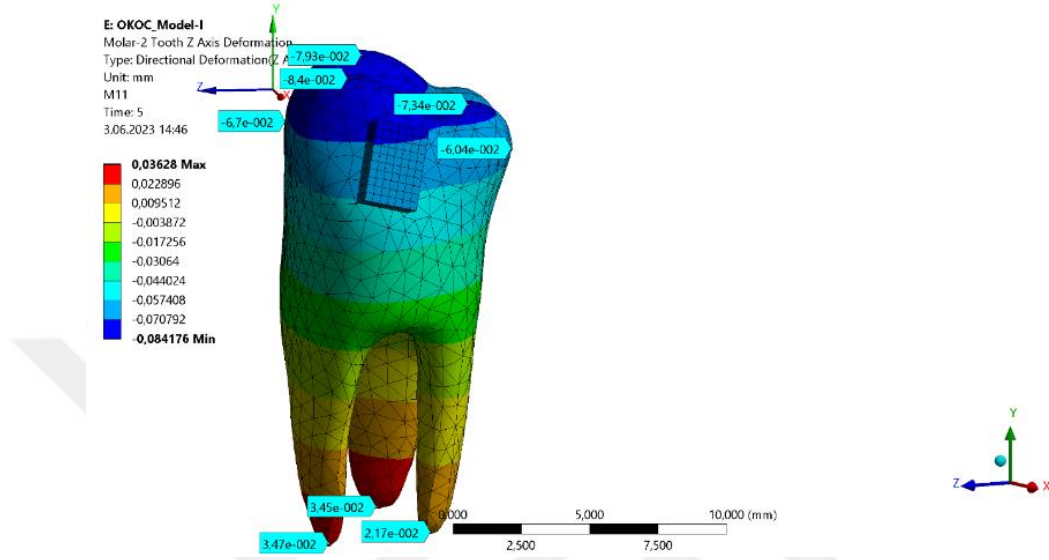
Şekil 4.7. Üçüncü molar dişin olmadığı tarafta birinci ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi



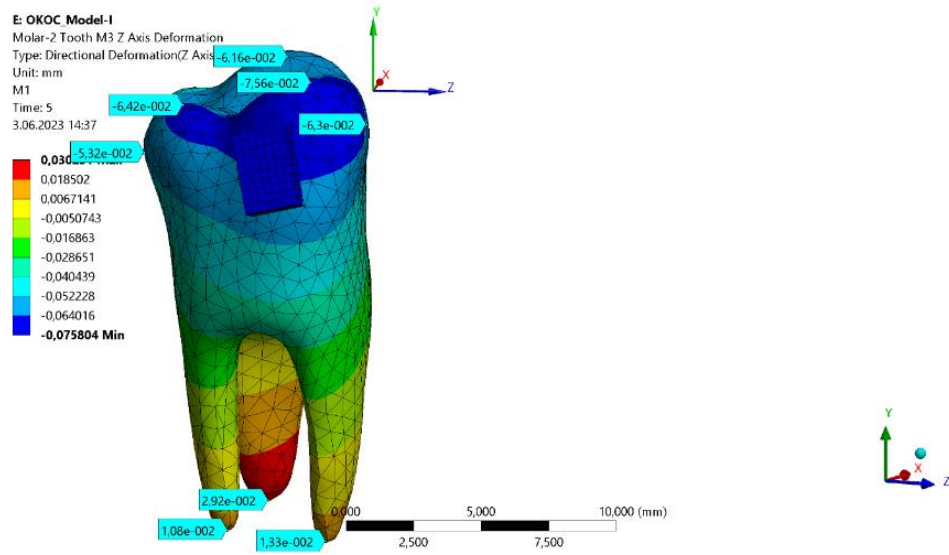
Şekil 4.8. Üçüncü molar dişin olduğu tarafta birinci ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi

Z Ekseni

Üçüncü molar dişin olmadığı ve olduğu tarafta birinci ataşman ile ikinci molar dişin Z yönündeki yer değiştirmesi (mm) Şekil 4.9 ve 4.10'da gösterilmiştir.



Şekil 4.9. Üçüncü molar dişin olmadığı tarafta birinci ataşman ile ikinci molar dişin Z yönündeki yer değiştirmesi



Şekil 4.10. Üçüncü molar dişin olduğu tarafta birinci ataşman ile ikinci molar dişin Z yönündeki yer değiştirmesi

Senaryo I'de üçüncü molar diş mevcut değilken ve mevcutken ikinci molar dişlerin X, Y ve Z yönündeki yer değiştirme değerleri (μm) Tablo 4.1'de verilmiştir.

Tablo 4.1. Senaryo I'de üçüncü molar mevcut değilken ve mevcutken yer değiştirme değerleri (μm), (MBC: mesiobukkal cusp MPC: mesiopalatinal cusp, DBC: distobukkal cusp, DPC: distopalatinal cusp, MB: mesiobukkal, DB: distobukkal, EH: ekvator hattı)

	Üçüncü molar diş mevcut değil			Üçüncü molar diş mevcut		
	X	Y	Z	X	Y	Z
MBC	8,2	8,9	-84	-8,9	8,8	-75,6
MPC		5,9	-79,3		4,7	-61,6
DBC		-19,4	-73,4		-13,7	-64,2
DPC	2,1			5,2		
MB kök apeksi		16,2	34,7		11,8	13,3
DB kök apeksi		-10,3	21,7		-6,4	10,8
Palatal Kök Apeksi	-0,4	0,5	34,5	2,1	0,8	29,2
Mesial EH		25,2	-67		19,7	-63
Distal EH		-30,6	-60,4		-22	-53,2

Senaryo I'de üçüncü molar dişin yer değiştirme değerleri(μm) Tablo 4.2'de verilmiştir.

Tablo 4.2. Senaryo I'de üçüncü molar dişin yer değiştirme değerleri (μm)

	X	Y	Z
8 MBC	-12,5	-5,4	-28,5
8 DBC		-16,9	-21,8
8 MPC			-26,8
8 Mesial kök apeksi	4,9	1,3	
8 Distal kök apeksi	7,5	-6,4	9,3

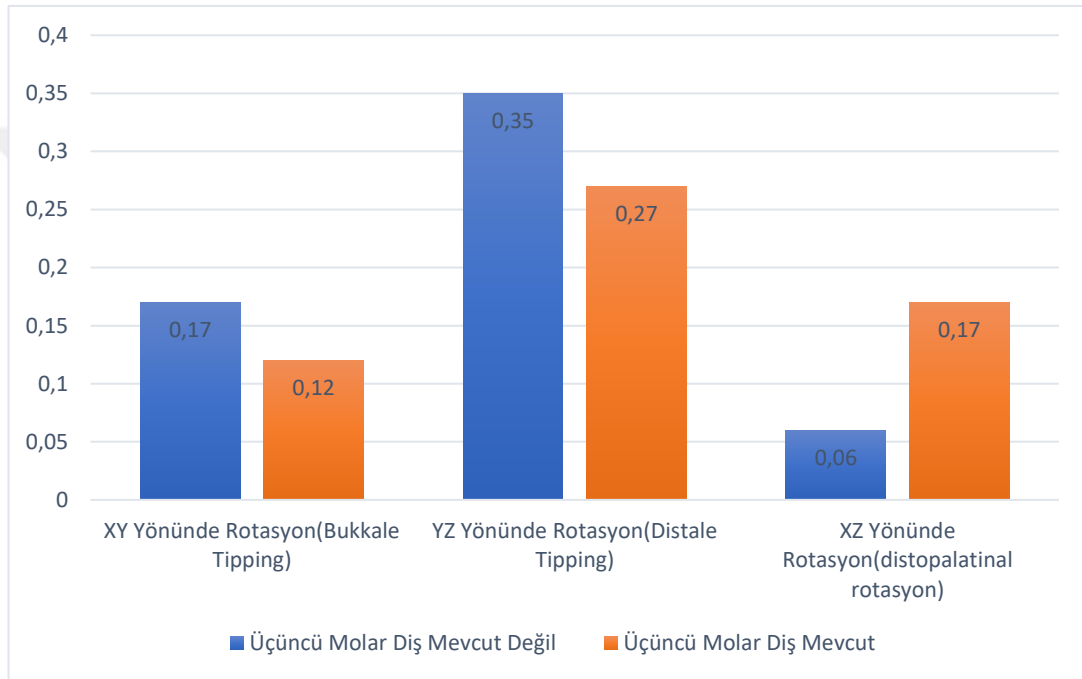
Üçüncü molar diş, distopalatinal rotasyon ve distal tippinge beraber ikinci molar dişin üçte biri oranında distal yönde hareket sergilemiştir (Tablo 5).

Senaryo I'de ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XY yönündeki rotasyon değerleri ($^{\circ}$) Tablo 6 ve Grafik 1'de gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Senaryo I'de ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XZ yönündeki rotasyon değerleri

Üçüncü molar diş mevcut değil			Üçüncü molar diş mevcut		
XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ
-0,17	-0,35	0,06	0,12	-0,27	-0,17

(XY yönü bukkale veya palatinal tippingi, YZ yönü distale tippingi ve XZ yönü distopalatinal veya distobukkal rotasyonu göstermektedir.)



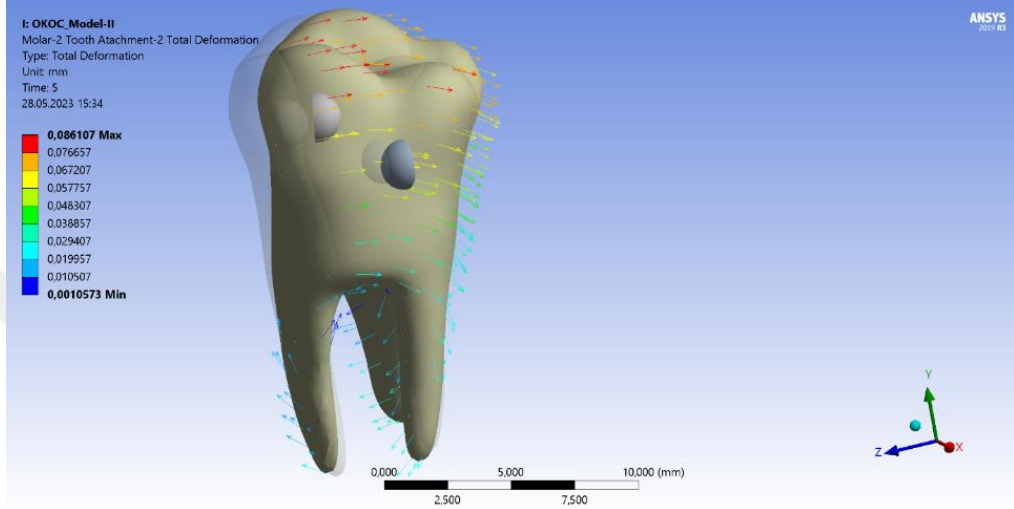
Grafik 4.1. Senaryo I'de ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XZ yönündeki rotasyon değerleri

Birinci senaryodaki ikinci molar dişlerin hareket miktarları ve rotasyon değerleri göstermiştir ki her iki dişteki dikey hareketler ve bukkale tipping benzerdir (Tablo 4.1, 4.3). Üçüncü molar dişin mevcut olduğu durumda maksimum toplam ve distale diş hareketi azalmış, distopalatinal rotasyon miktarı artmıştır. Üçüncü moların mevcut olmadığı durumda artmış distale tippinge beraber distal yöndeki hareket daha fazladır (Grafik 4.1).

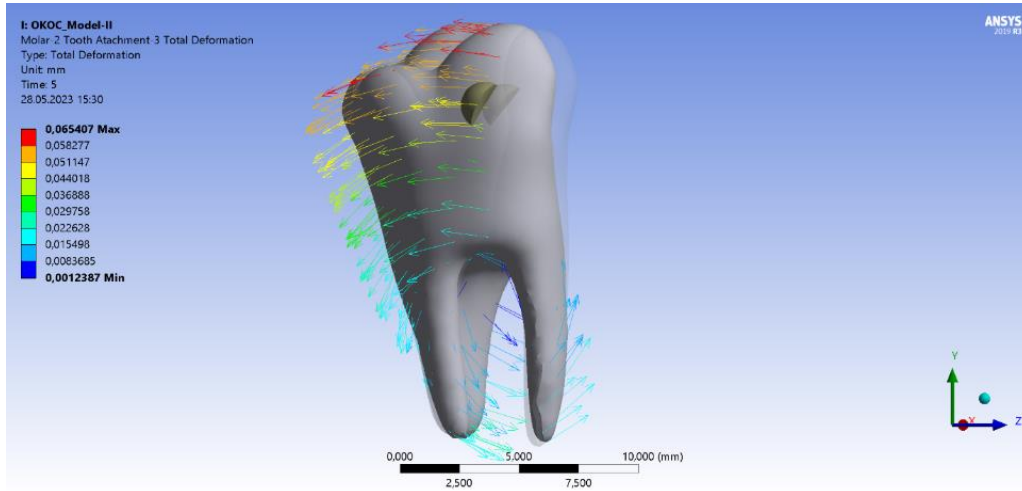
4.1.2. Senaryo II

İkinci Molar Diş Toplam Yer Değiştirme (Total Deformasyon) Değerleri

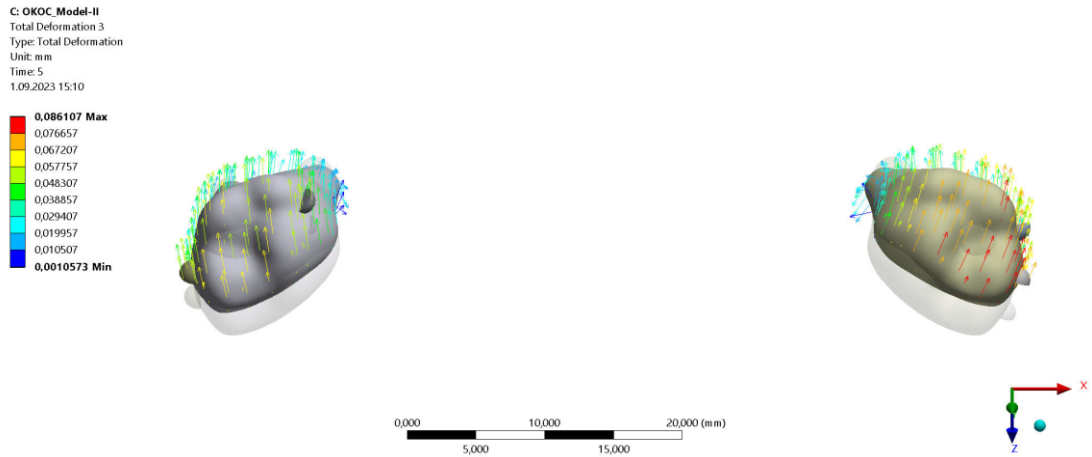
Senaryo II' de ikinci ve üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin total yer değiştirmesi (mm) Şekil 4.11, 4.12 ve 4.13'te gösterilmiştir.



Şekil 4.11. Senaryo II' de ikinci ataşman ile ikinci molar dişin total yer değiştirmesi



Şekil 4.12. Senaryo II' de üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin total yer değiştirmesi



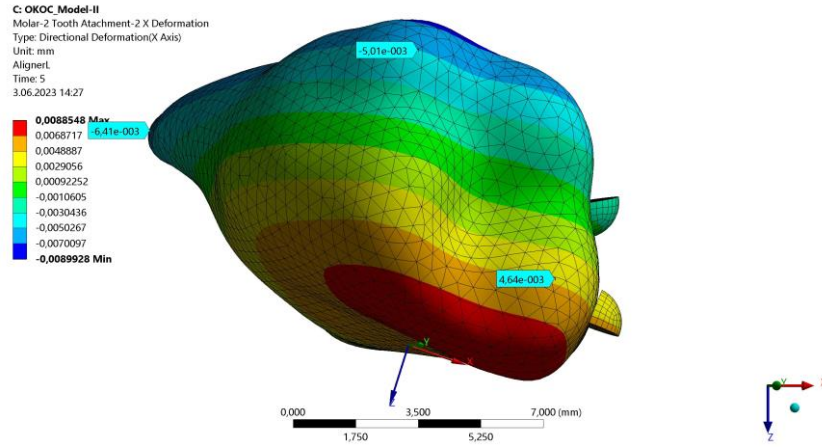
Şekil 4.13. Senaryo II' de ikinci (sarı) ve üçüncü (gri) ataşman konfigürasyonlarına sahip ikinci molar dişlerin total yer değiştirmesi (oklüzalden)

İkinci senaryodaki ikinci ataşman konfigürasyonuna sahip ikinci molar dişte maksimum toplam yer değiştirme miktarı 0,086 mm olarak mesiobukkal, distobukkal ve mesiopalatinal tüberkülde ve minimum toplam yer değiştirme miktarı köklerin furkasyona yakın bölgelerinde 0,001 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.11, 4.13).

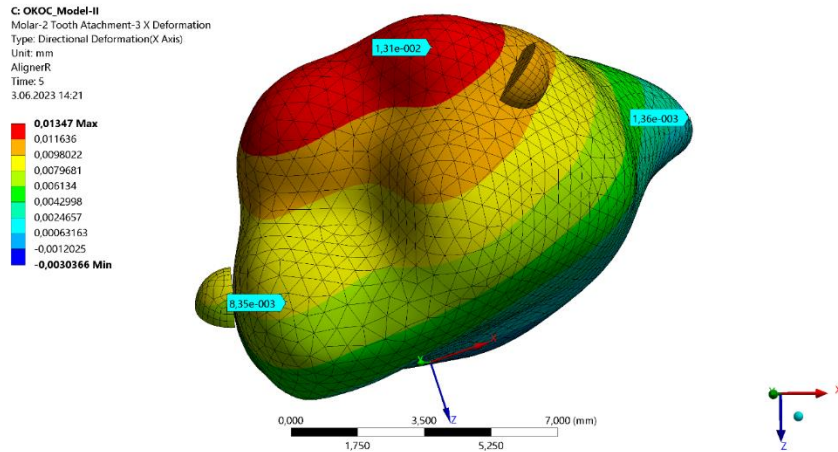
Üçüncü ataşman konfigürasyonuna sahip ikinci molar dişte ölçülen maksimum toplam yer değiştirme miktarı mesiobukkal, distobukkal ve mesiopalatinal tüberkülünde 0,065mm olarak ve minimum toplam yer değiştirme miktarı köklerin furkasyona yakın bölgelerinde 0,001 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.12, 4.13).

X Ekseni

Senaryo II'de ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonlarına sahip ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi (mm) Şekil 4.14 ve 4.15'te gösterilmiştir.



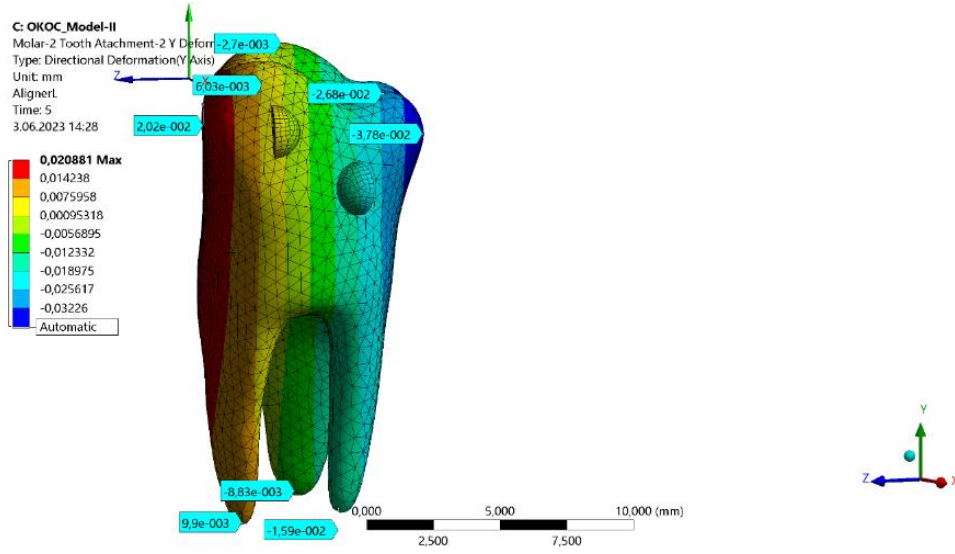
Şekil 4.14. Senaryo II' de ikinci ataşman ile ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi



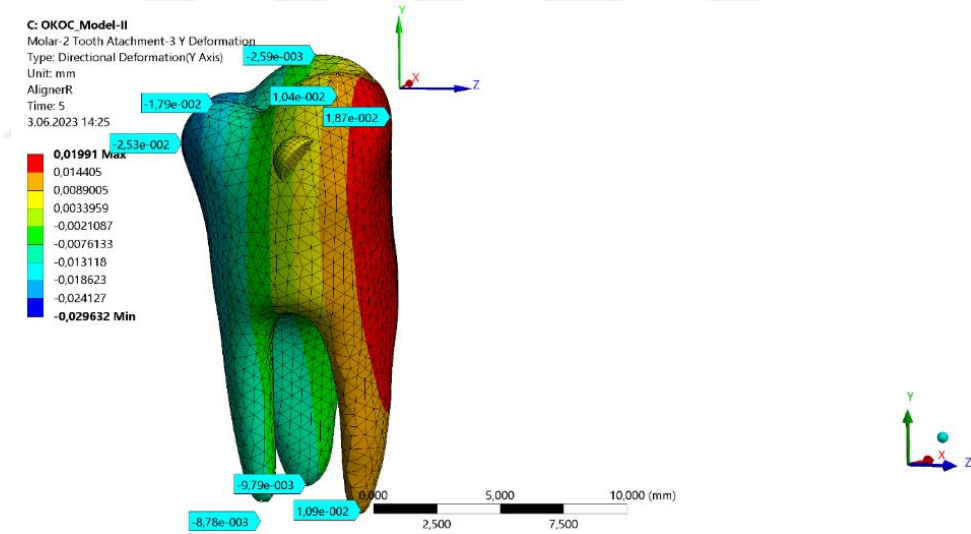
Şekil 4.15. Senaryo II' de üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi

Y Eksenini

Senaryo II'de ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonlarına sahip ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi (mm) Şekil 4.16 ve 4.17'de gösterilmiştir.



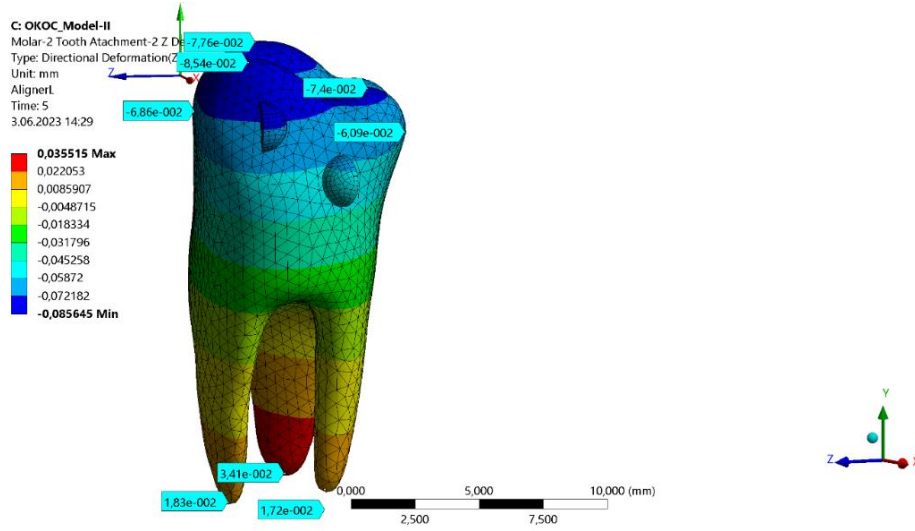
Şekil 4.16. Senaryo II' de ikinci ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi



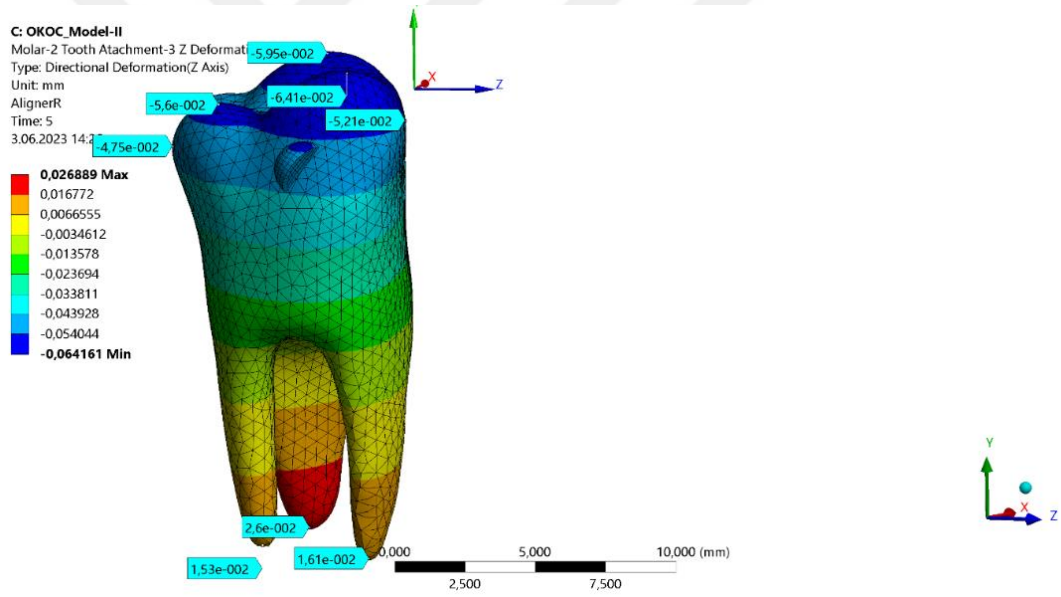
Şekil 4.17. Senaryo II' de üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi

Z Eksenini

Senaryo II'de ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonlarına sahip ikinci molar dişin Z yönündeki yer değiştirmesi (mm) Şekil 4.18 ve 4.19'da gösterilmiştir.



Şekil 4.18. Senaryo II' de ikinci ataşman ile ikinci molar dişin Z yönündeki yer değiştirmesi



Şekil 4.19. Senaryo II' de ikinci ataşman ile ikinci molar dişin Z yönündeki yer değiştirmesi

Senaryo I ve II'deki birinci, ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonuna sahip ikinci molar dişlerin yer değiştirme değerleri (μm) Tablo 4.4'te verilmiştir.

Tablo 4.4. Senaryo I ve II'deki üç ataşman konfigürasyonunda ikinci molar dişlerin X, Y ve Z yönündeki yer değiştirme değerleri (μm) (MBC: mesiobukkal cusp MPC: mesiopalatinal cusp, DBC: distobukkal cusp, DPC: distopalatinal cusp, MB: mesiobukkal, DB: distobukkal, EH: ekvator hattı)

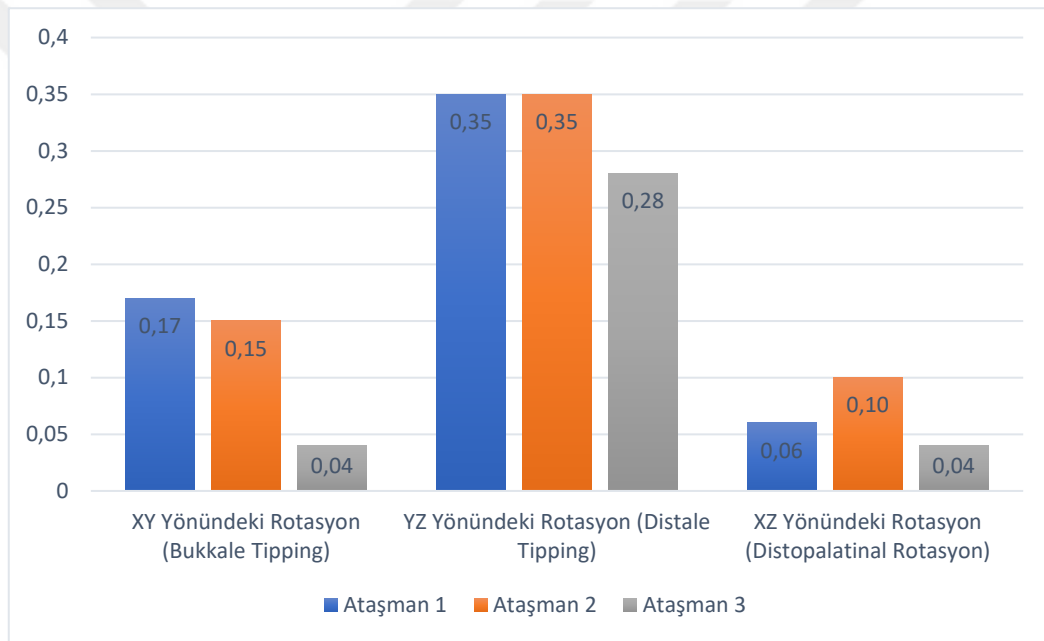
Birinci ataşman konfigürasyonu			İkinci ataşman konfigürasyonu			Üçüncü ataşman konfigürasyonu			
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
MBC	8,2	8,9	-84	4,6	6	-85,4	8,3	10,4	-64,1
MPC		5,9	-79,3		-2,7	-77,6		-2,5	-59,5
DBC		-19,4	-73,4		-26,8	-74		-17,9	-56
DPC	2,1			-5,1			13,1		
MB kök apeksi		16,2	34,7		9,9	18,3		10,9	16,1
DB kök apeksi		-10,3	21,7		-15,9	17,2		-8,7	15,3
Palatal kök apeksi	-0,4	-0,5	34,5	-6,1	-8,8	34,1	1,3	-9,7	26
Mesial EH		25,2	-67		20,2	-68,6		18,7	-52,1
Distal EH		-30,6	-60,4		-37,8	-60,9		-25,3	-47,5

Senaryo I ve II’de ikinci molar dişlerin rotasyon değerleri (°) Tablo 4.5 ve Grafik 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.5. Senaryo I ve II’de ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XZ yönündeki rotasyon değerleri

Ataşman 1			Ataşman 2			Ataşman 3		
XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ
-0,17	-0,35	0,06	-0,15	-0,35	0,1	0,04	-0,28	-0,04

(XY yönü bukkale veya palatinal tippingi, YZ yönü distale tippingi ve XZ yönü distopalatinal veya distobukkal rotasyonu göstermektedir.)



Grafik 4.2. Senaryo I ve II’de ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XZ yönündeki rotasyon değerleri

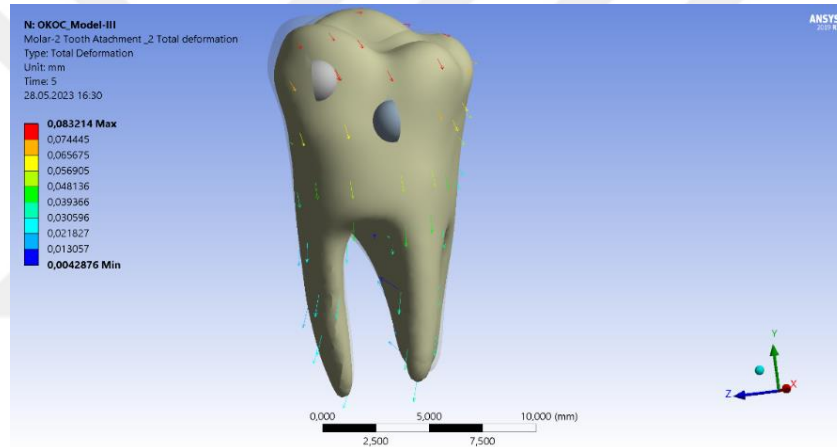
İkinci molar dişin 0,25 mm distalizasyonunun simüle edildiği birinci ve ikinci senaryolardaki birinci, ikinci ve üçüncü ataşmanların etkinlikleri birbiriyle karşılaştırıldığında üç ataşman konfigürasyonunda da dişler distopalatinal yönde rotasyon, bukkal ve distal yönde tipping göstermiştir. En az distopalatinal rotasyonu, bukkale ve distale tippingi üçüncü ataşman konfigürasyonu göstermiştir. Üçüncü ataşman konfigürasyonunda gözlenen distopalatinal rotasyon ve bukkale tipping

ihmal edilebilecek kadar azdır. Maksimum toplam ve distale yer değiştirme birinci ve ikinci ataşman konfigürasyonunda benzer ve üçüncü ataşman konfigürasyonundan fazladır (Tablo 4.4, 4.5). Birinci ve ikinci ataşman konfigürasyonlarının distale ve bukkale tipping miktarları benzerdir. İkinci ataşman konfigürasyonu birinci ataşman konfigürasyonundan daha fazla distopalatinal rotasyon göstermiştir (Grafik 4.2).

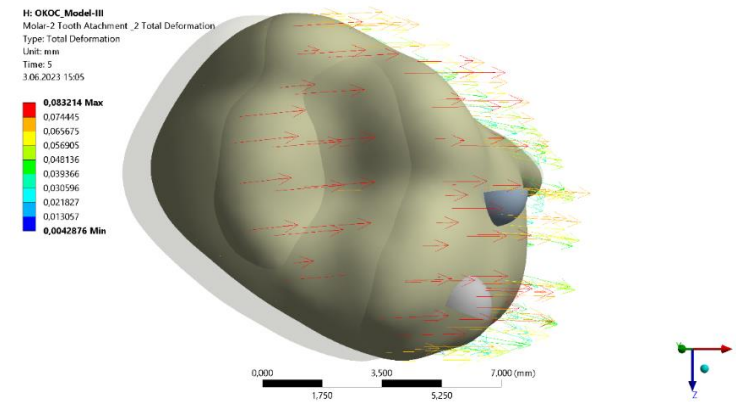
4.1.3. Senaryo III

İkinci Molar Diş Toplam Yer Değiştirme (Total Deformasyon) Değerleri

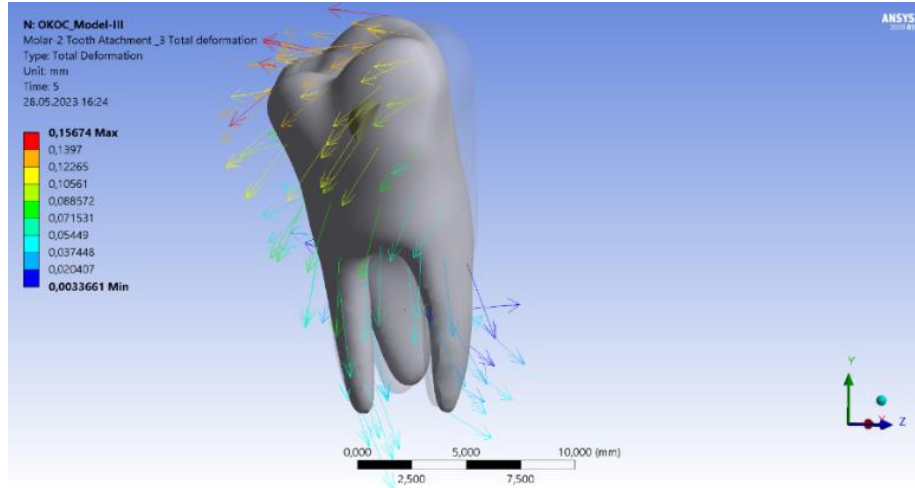
Senaryo III'te ikinci ve üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin total yer değiştirmesi (mm) Şekil 4.20, 4.21, 4.22 ve 4.23'te gösterilmiştir.



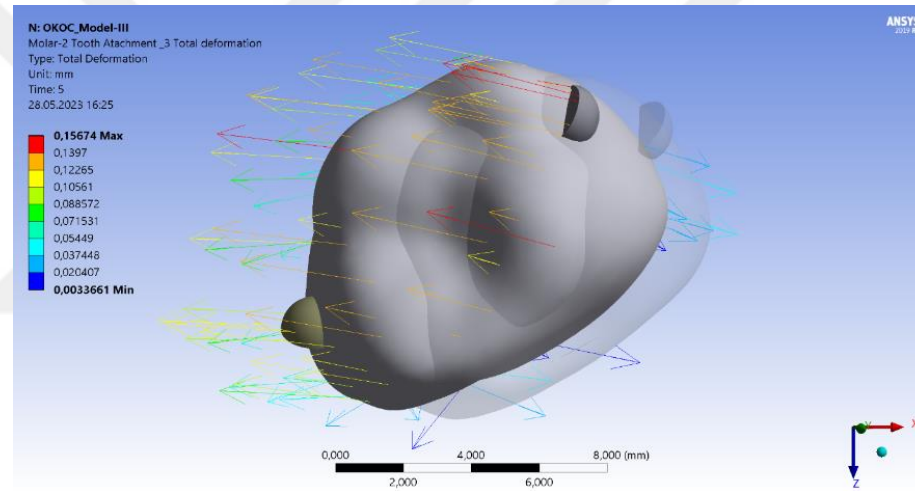
Şekil 4.20. Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar dişin total yer değiştirmesi (bukkalden)



Şekil 4.21. Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar dişin total yer değiştirmesi (oklüzalden)



Şekil 4.22. Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin total yer değıştirmesi (bukkalden)



Şekil 4.23. Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin total yer değıştirmesi (oklüzalden)

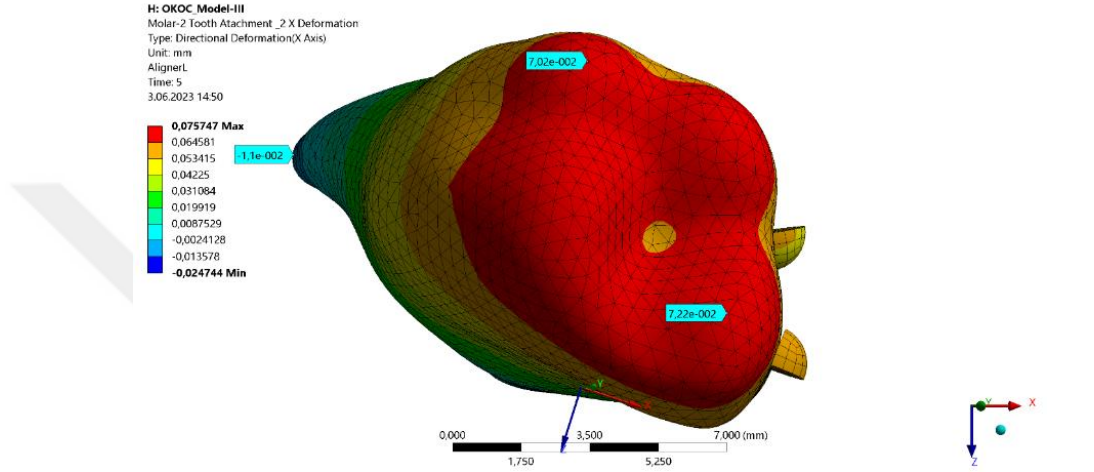
Üçüncü senaryoda ikinci ataşman konfigürasyonu olan ikinci molar dişte ölçülen maksimum toplam yer değıştirme, 0,083 mm olarak tüm tüberküllerde ve mesialdeki ataşmanın distal yüzeyinde ve minimum toplam yer değıştirme, 0,004 mm olarak köklerin furkasyona yakın bölgelerinde ve palatal kökte ölçülmüştür (Şekil 4.20, 4.21).

Üçüncü ataşman konfigürasyonu olan ikinci molar dişte maksimum toplam yer değıştirme, mesiopalatinal ve distobukkal tüberkülde, palatinaldeki ataşmanın oklüzal yöne bakan yüzeyinde 0,15 mm olarak ve minimum toplam yer değıştirme,

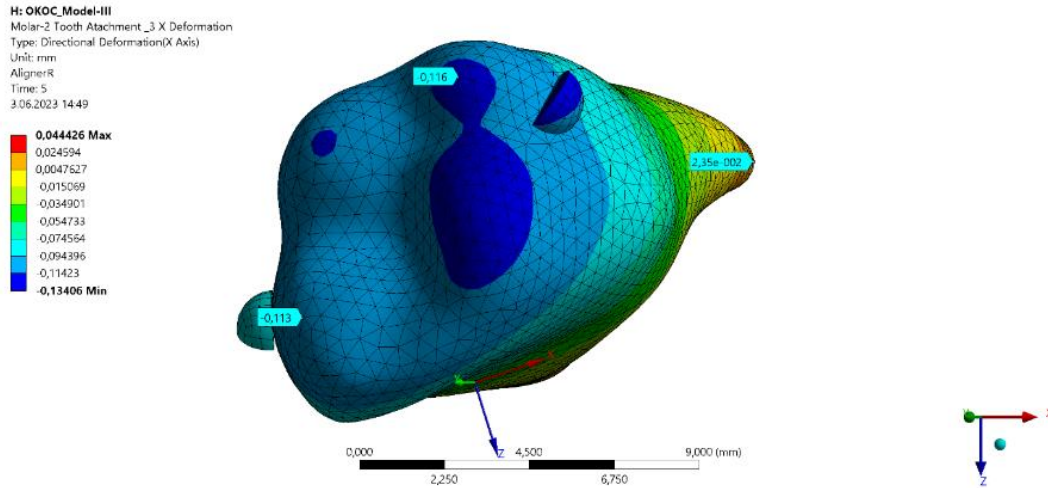
köklerin furkasyona yakın bölgelerinde ve mesiobukkal kökte 0,003 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.22, 4.23).

X Eksenini

Senaryo III'te ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonlarına sahip ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi (mm) Şekil 4.24 ve 4.25'te gösterilmiştir.



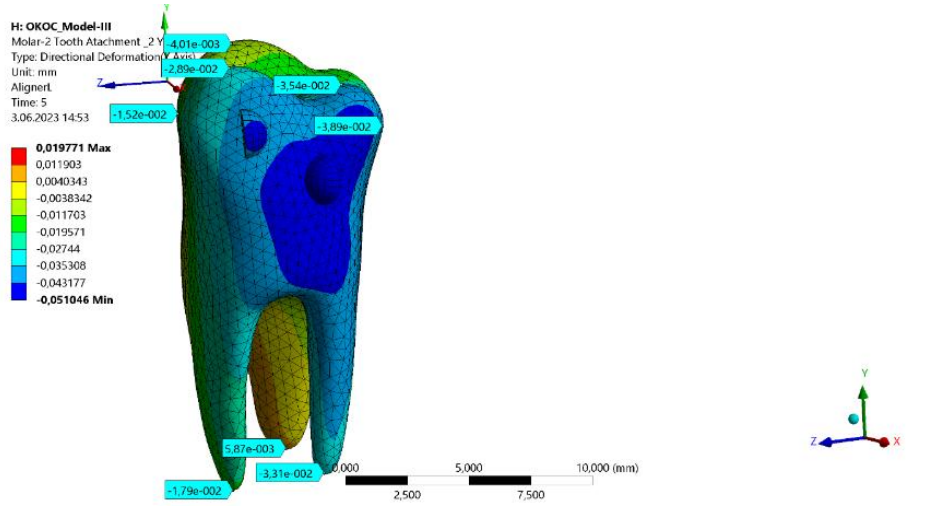
Şekil 4.24. Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi



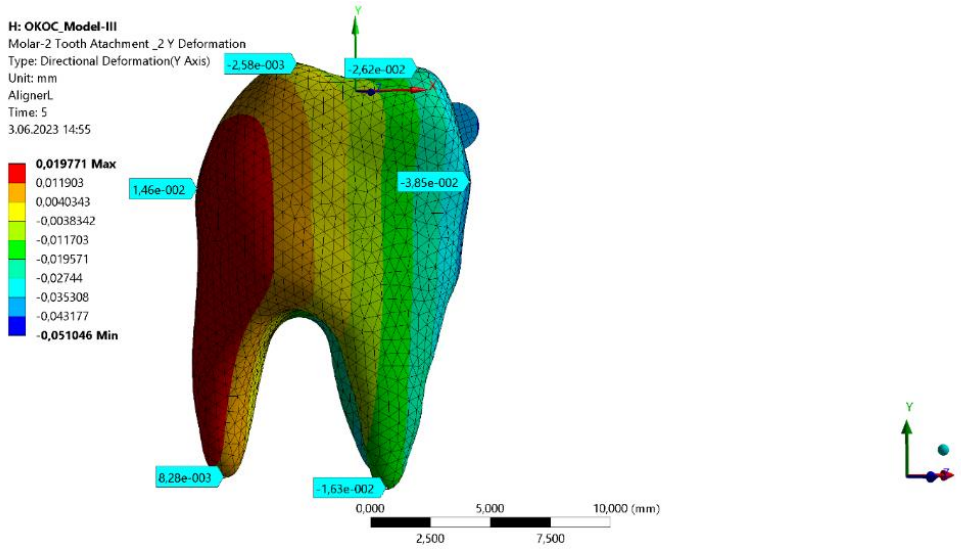
Şekil 4.25. Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin X yönündeki yer değiştirmesi

Y Ekseni

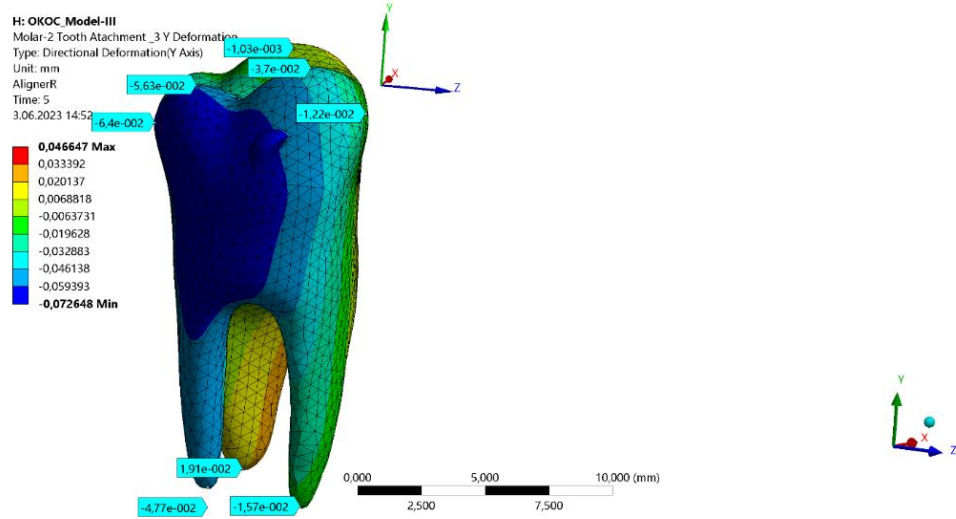
Senaryo III'te ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonlarına sahip ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi (mm) Şekil 4.26, 4.27, 4.28 ve 4.29'da gösterilmiştir.



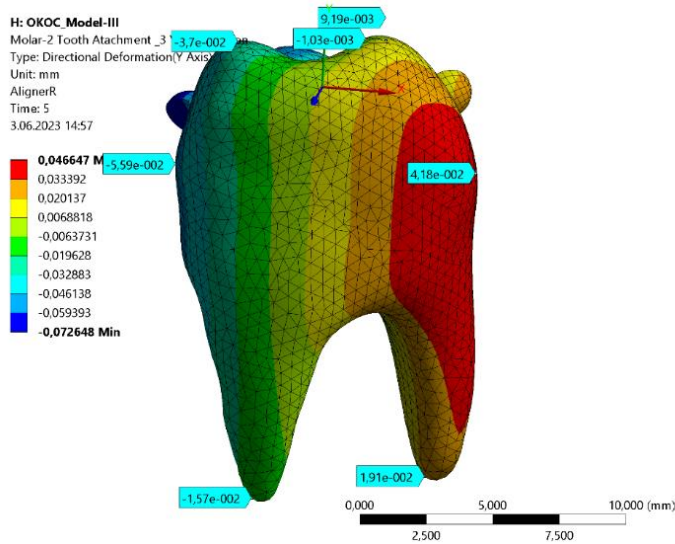
Şekil 4.26. Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi (bukkalden)



Şekil 4.27. Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi (proksimalden)



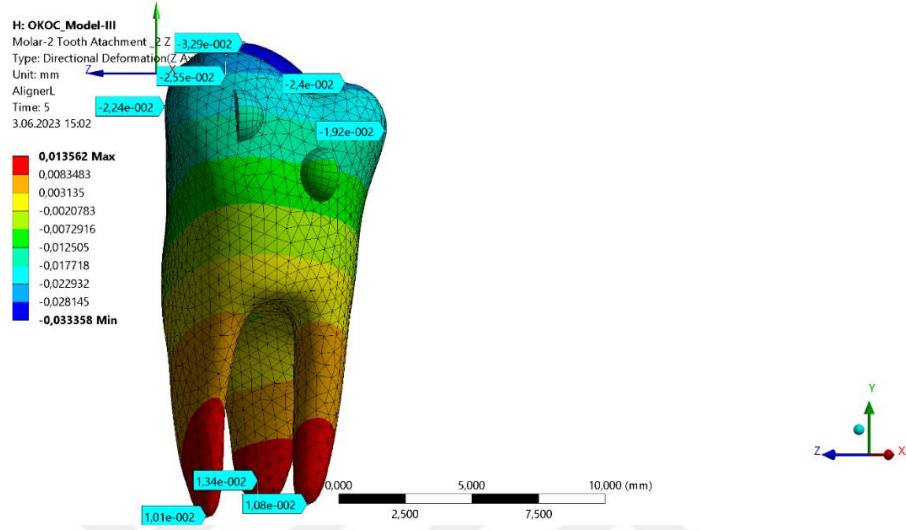
Şekil 4.28. Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi (bukkalden)



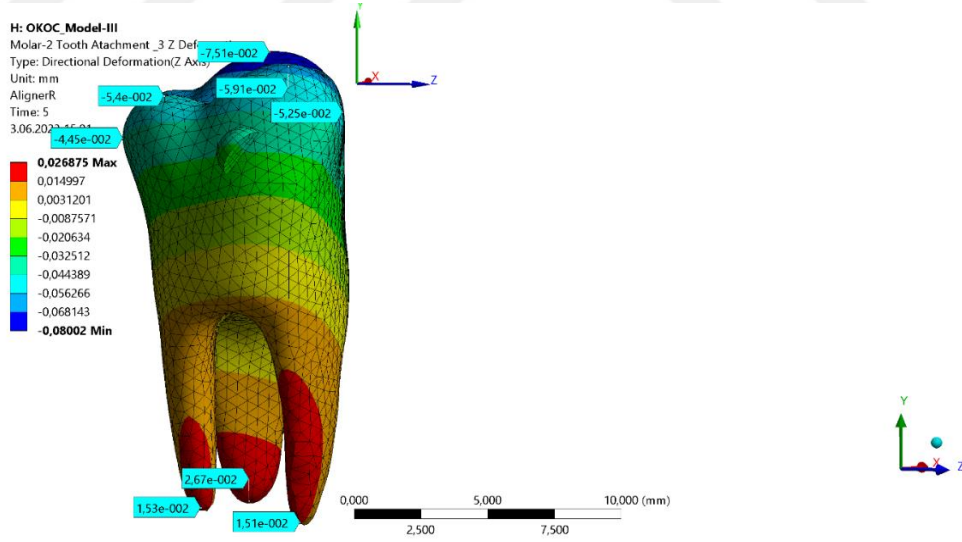
Şekil 4.29. Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin Y yönündeki yer değiştirmesi (proksimalden)

Z Eksenini

Senaryo III'te ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonlarına sahip ikinci molar dişin Z yönündeki yer değıştirmesi (mm) Şekil 4.30 ve 4.31'de gösterilmiştir.



Şekil 4.30. Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar dişin Z yönündeki yer değıştirmesi



Şekil 4.31. Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar dişin Z yönündeki yer değıştirmesi

Senaryo III'te ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonlarına sahip ikinci molar dişlerin yer değıştirme değeri (μm) Tablo 4.6'da verilmiştir.

Tablo 4.6. Senaryo III'te ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonuna sahip ikinci molar dişlerin X, Y ve Z yönündeki yer değiştirme değerleri (μm) (MBC: mesiobukkal cusp MPC: mesiopalatinal cusp, DBC: distobukkal cusp, DPC: distopalatinal cusp, MB: mesiobukkal, DB: distobukkal, EH: ekvator hattı)

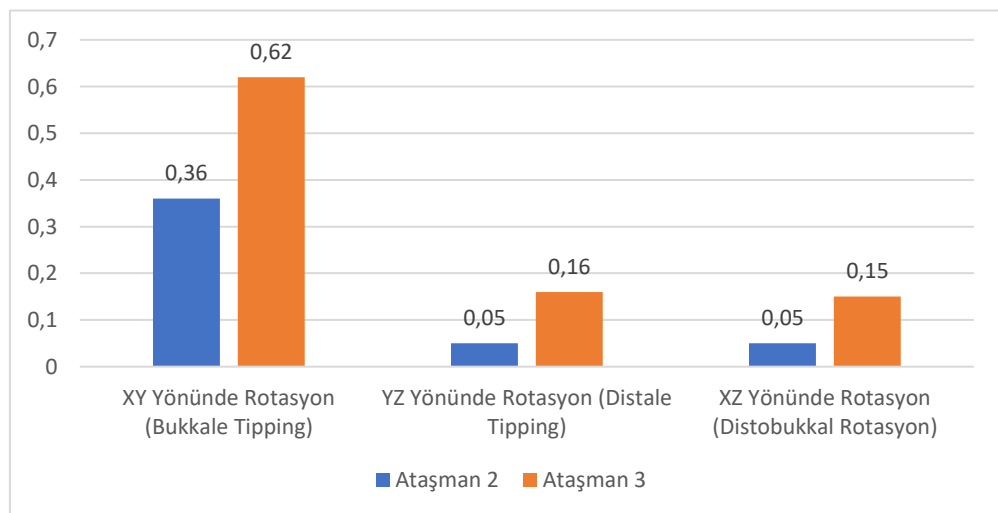
	İkinci ataşman konfigürasyonu			Üçüncü ataşman konfigürasyonu		
	X	Y	Z	X	Y	Z
MBC	72,2	-28,9	-25,5	-113	-37	-59,1
MPC		-4	-32,9		-1	-75,1
DBC		-35,4	-24		-56,3	-54
DPC	70,2			-116		
MB kök apeksi		-17,9	10,1		-15,7	15,1
DB kök apeksi		-33,1	10,8		-47,7	15,3
Palatal Kök Apeksi	-11	5,8	13,4	23,5	19,1	26,7
Mesial EH		-15,2	-22,4		-12,2	-52,5
Distal EH		-38,9	-19,2		-64	-44,5
Bukkal EH		-38,5			-55,9	
Palatal EH		14,6			41,8	

Senaryo III'te ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XZ yönündeki rotasyon değerleri ($^{\circ}$) Tablo 4.7'de ve Grafik 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.7. Senaryo III'te ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XZ yönündeki rotasyon değerleri

Ataşman 2			Ataşman 3		
XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ
-0,36	-0,05	-0,05	0,62	-0,16	0,15

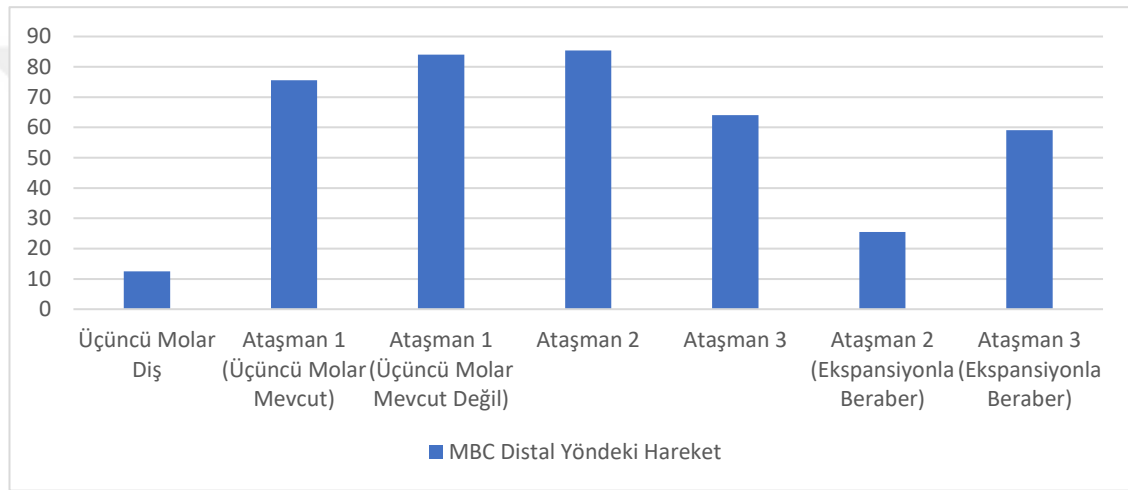
(XY yönü bukkale veya palatinal tippingi, YZ yönü distale tippingi ve XZ yönü distopalatinal veya distobukkal rotasyonu göstermektedir.)



Grafik 4.3. Senaryo III'te ikinci molar dişlerin XY, YZ ve XZ yönündeki rotasyon değerleri

Üçüncü senaryoda 0,25 mm distalizasyon ve sağ ve solda 0,5'şer mm dental ekspansiyon hareketlerinde, ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonları karşılaştırıldığında distale, bukkale ve maksimum toplam yer değiştirme üçüncü ataşman konfigürasyonunda belirgin şekilde daha fazla ölçülmüştür. Aynı şekilde bukkale, distale tipping ve distobukkal rotasyon da üçüncü ataşman konfigürasyonunda daha fazladır. Her iki ataşman da distobukkal yönde rotasyon gözlenmiştir (Tablo 4.6, 4,7 Grafik 4.3).

Tüm senaryolardaki ikinci molar ve üçüncü molar mesiobukkal cusp tepelerinin distal yöndeki yer değiştirmesi Grafik 4.4'te verilmiştir.

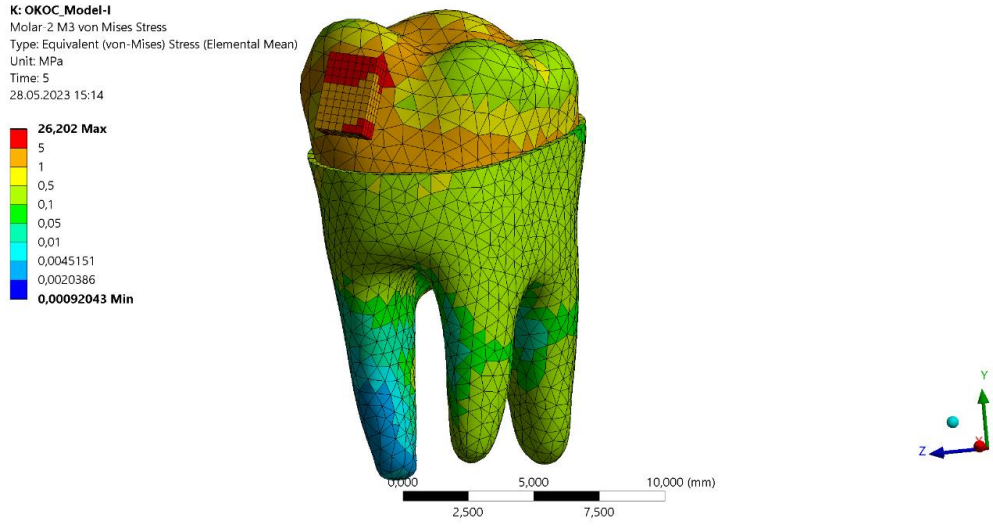


Grafik 4.4. Tüm senaryolardaki ikinci molar ve üçüncü molar mesiobukkal cusp tepesinin distal yöndeki yer değiştirmesi

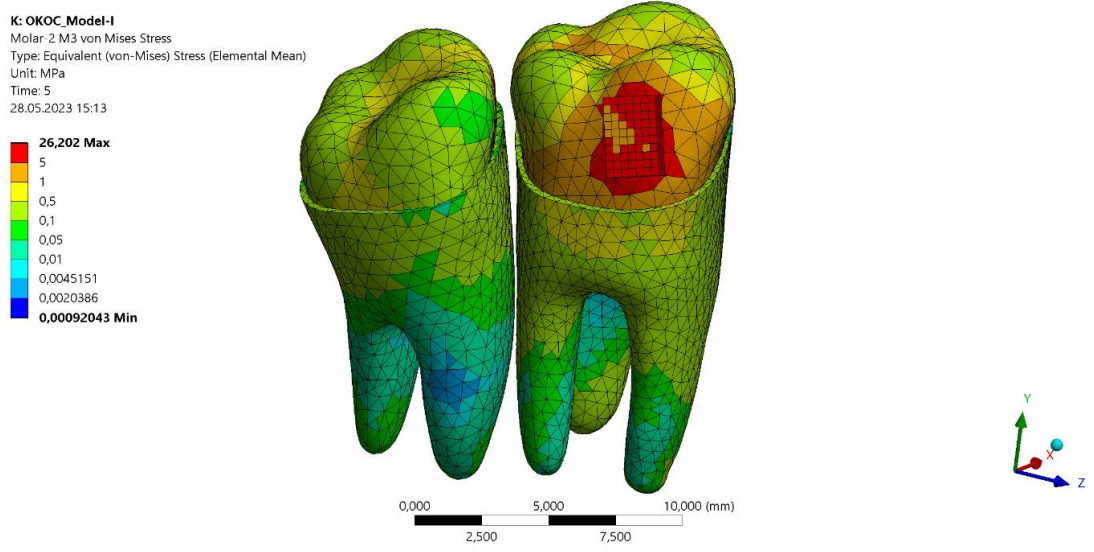
4.2. Kron ve PDL'deki Von Mises Gerilmeleri

4.2.1. Senaryo I

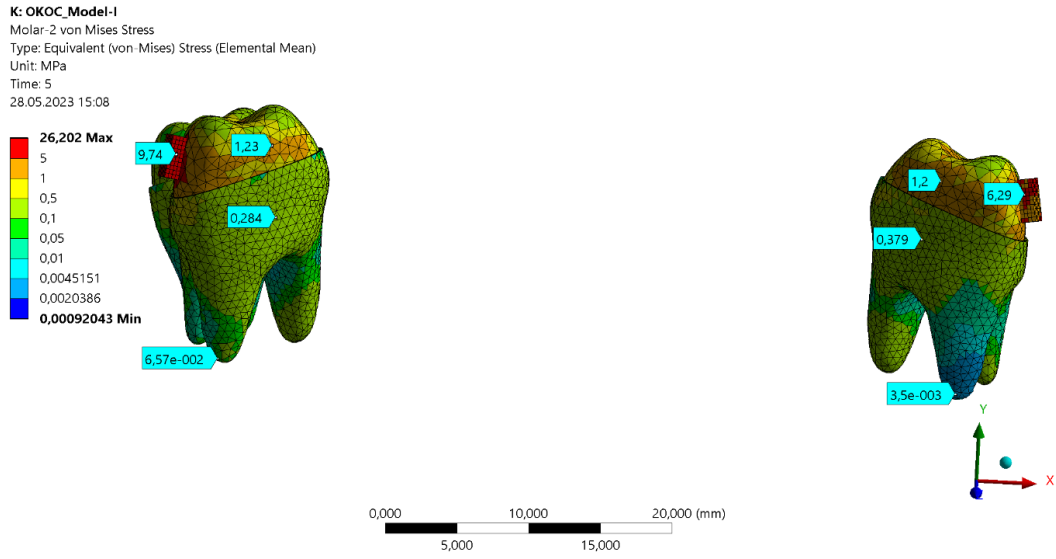
Senaryo I' de üçüncü moların olduğu ve olmadığı taraftaki ikinci molar diş ve PDL'de gözlenen von Mises stresleri (MPa) Şekil 4.32, 4.33, 4.34 ve 4.35'te gösterilmiştir.



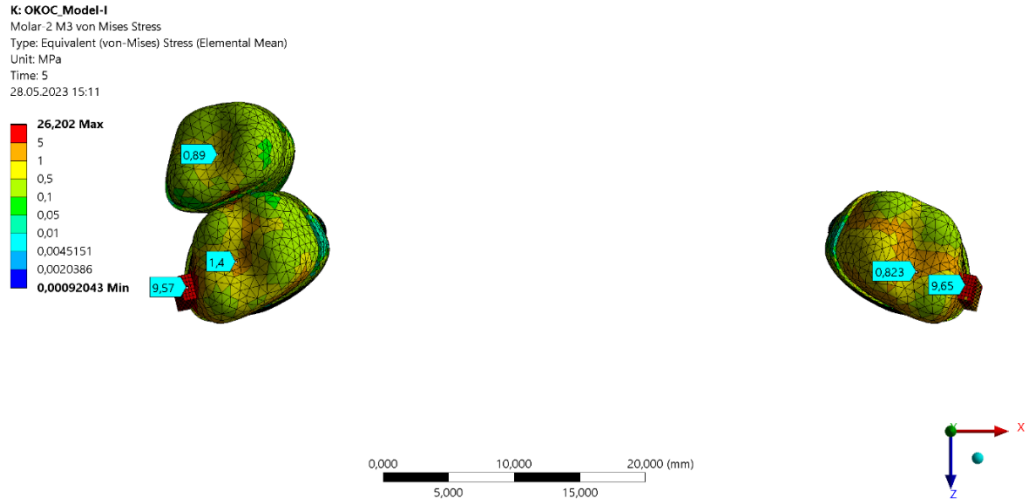
Şekil 4.32. Senaryo I' de üçüncü moların olmadığı taraftaki ikinci molar diş ve PDL'de gözlenen von Mises stresi



Şekil 4.33. Senaryo I' de üçüncü moların olduğu taraftaki ikinci molar diş ve PDL'de gözlenen von Mises stresi



Şekil 4.34. Senaryo I' de sağ ve sol ikinci molar diş ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (proksimal)

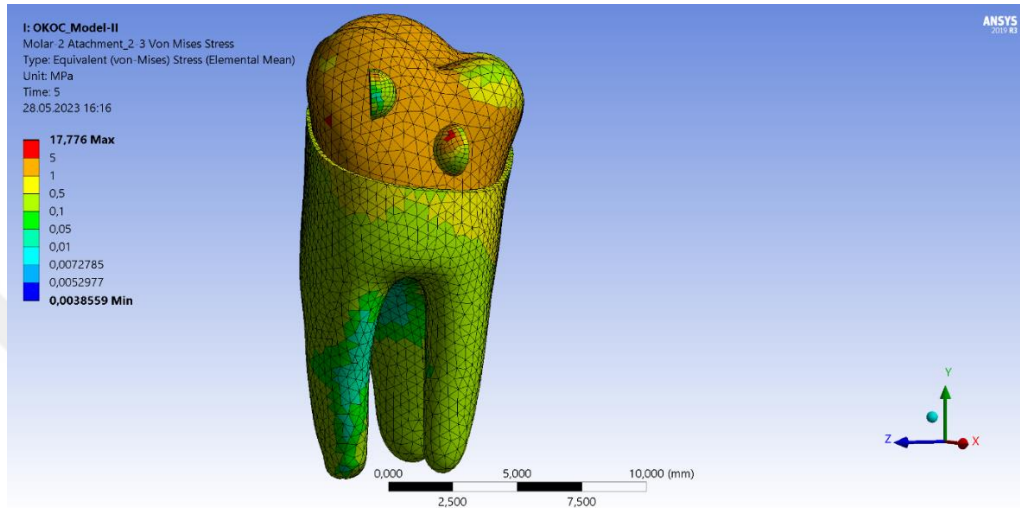


Şekil 4.35. Senaryo I' de sağ ve sol ikinci molar diş ve sol üçüncü molar ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (oklüzalden)

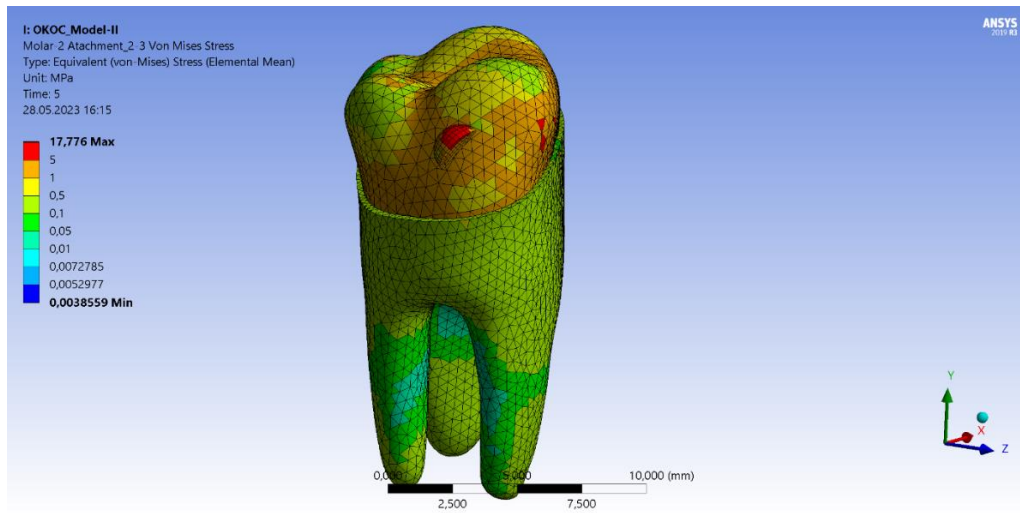
Birinci senaryoda üçüncü molar dişin olduğu taraftaki ikinci molar diş kronu, ataşmanı ve PDL'sinde belirgin şekilde daha fazla von Mises gerilmesi gözlenmiştir (Şekil 4.32, 4.33, 4.34 ve 4.35).

4.2.2. Senaryo II

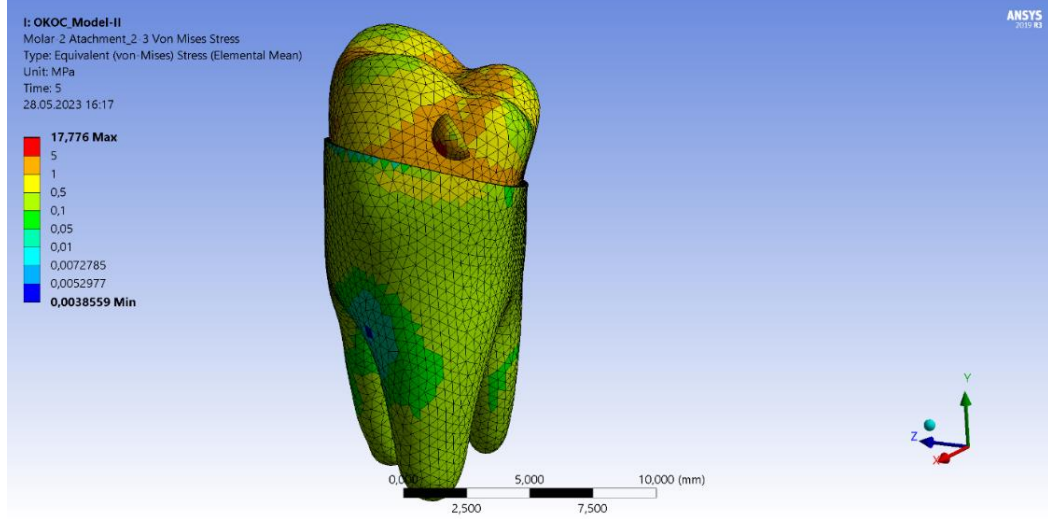
Senaryo II’de ikinci ataşman ve üçüncü ataşman ile ikinci molar diş ve PDL’inde gözlenen von Mises stresleri (MPa) Şekil 4.36, 4.37, 4.38, 4.39 ve 4.40’ta gösterilmiştir.



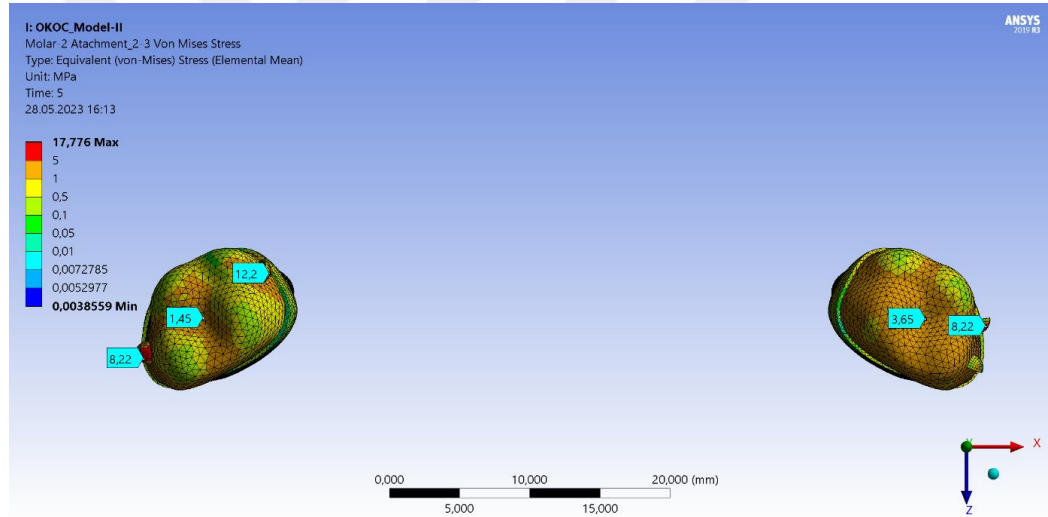
Şekil 4.36. Senaryo II’ de ikinci ataşman ile ikinci molar diş ve PDL’inde gözlenen von Mises stresi



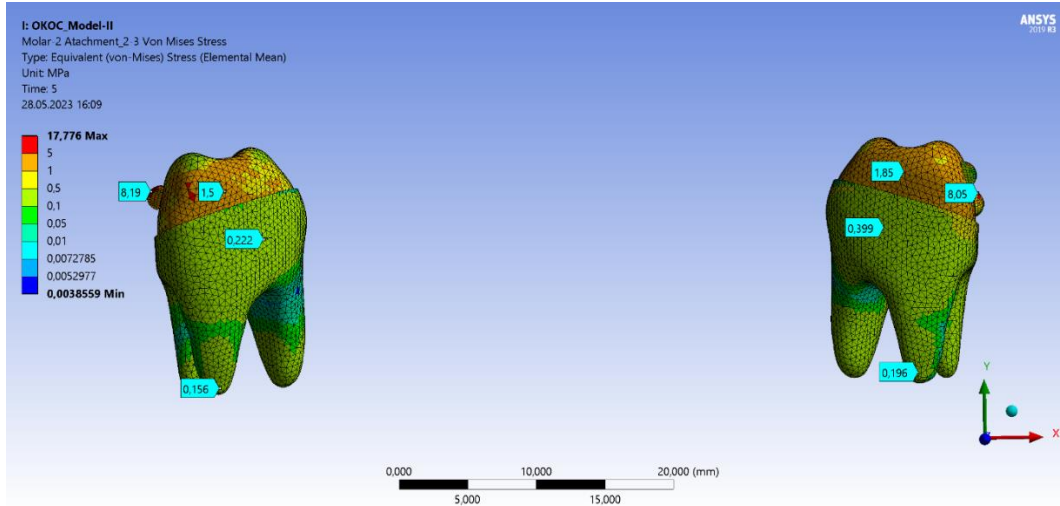
Şekil 4.37. Senaryo II’ de üçüncü ataşman ile ikinci molar diş ve PDL’inde gözlenen von Mises stresi (bukkalden)



Şekil 4.38. Senaryo II' de üçüncü ataşman ile ikinci molar diş ve PDL'inde gözlenen von Mises stresi (palatinalden)



Şekil 4.39. Senaryo II' de sağ ve sol ikinci molar diş ve PDL'inde gözlenen von Mises stresi (oklüzalden)

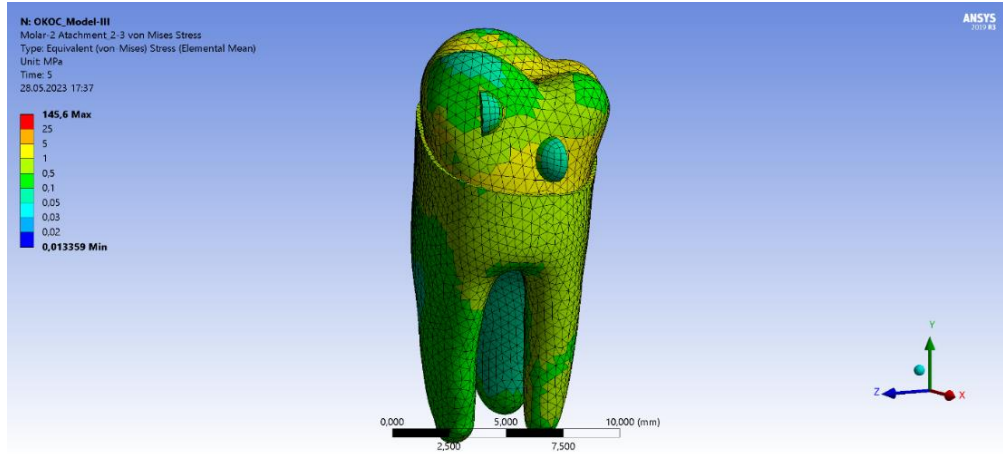


Şekil 4.40. Senaryo II' de sağ ve sol ikinci molar diş ve PDL'inde gözlenen von Mises stresi (proksimalden)

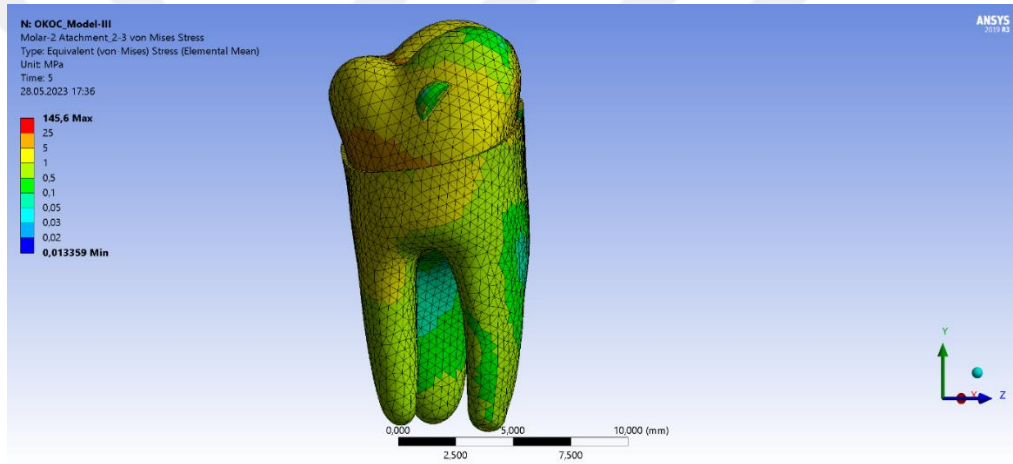
İkinci senaryoda, ikinci ataşman konfigurasyonunda, en fazla gerilme distaldeki yarım yuvarlak ataşmanda gözlenirken, üçüncü ataşman konfigurasyonunda, bukkaldeki yarım yuvarlak ataşmanın oklüzale bakan yüzeyinde ve palatinaldeki ataşmanın gingivale bakan yüzeyinde gözlenmiştir. Krondaki ve PDL'deki gerilmeler benzer olmakla birlikte ikinci ataşman konfigurasyonunda kronun oklüzal yüzeyinde daha yoğun gerilmeler gözlenmiştir (Şekil 4.36, 4.37, 4.38, 4.39 ve 4.40).

4.2.3. Senaryo III

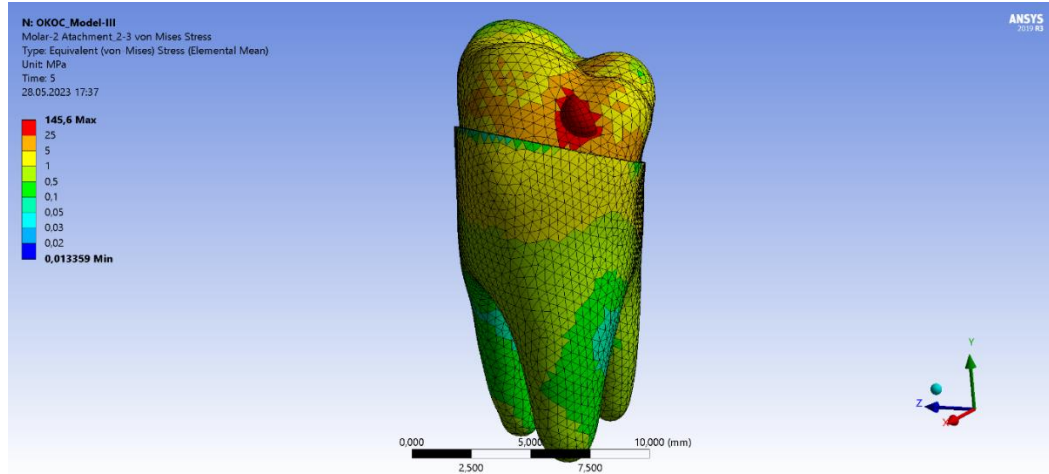
Senaryo III'te ikinci ve üçüncü ataşman ile ikinci molar diş ve PDL'inde gözlenen von Mises stresleri (MPa) Şekil 4.41, 4.42, 4.43, 4.44, 4.45'te gösterilmiştir.



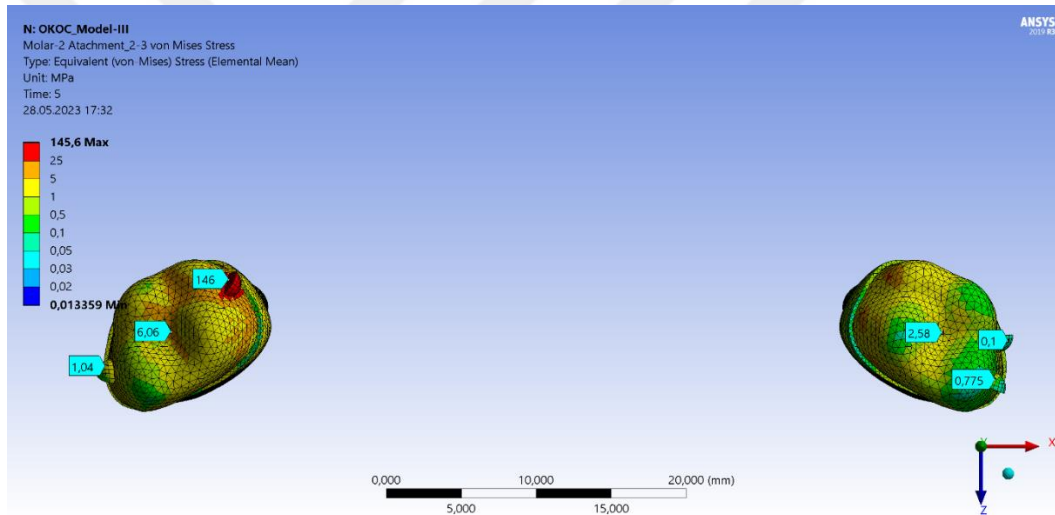
Şekil 4.41. Senaryo III' te ikinci ataşman ile ikinci molar diş ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi



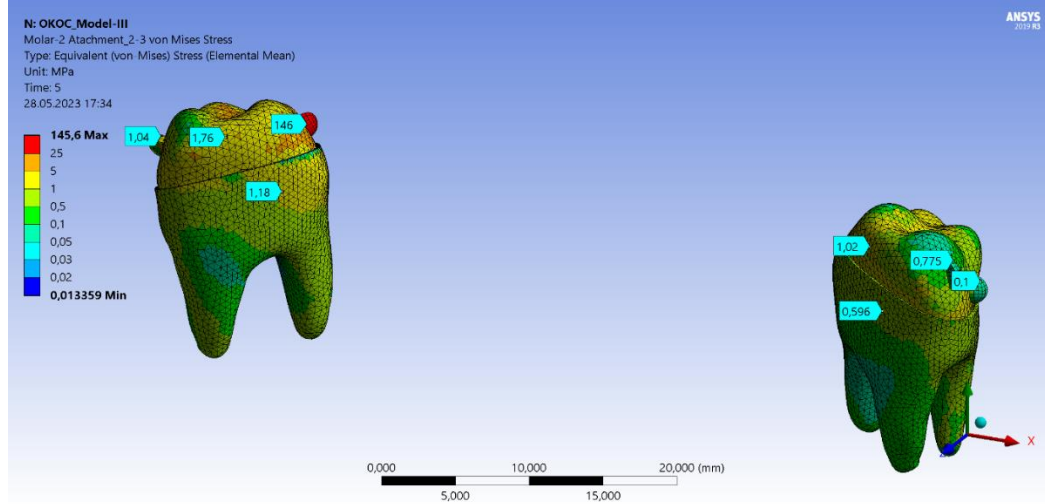
Şekil 4.42. Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar diş ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (bukkalden)



Şekil 4.43. Senaryo III' te üçüncü ataşman ile ikinci molar diş ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (palatinalden)



Şekil 4.44. Senaryo III' te sağ ve sol ikinci molar diş ve PDL'sinde gözlenen von Mises stresi (oklüzalden)



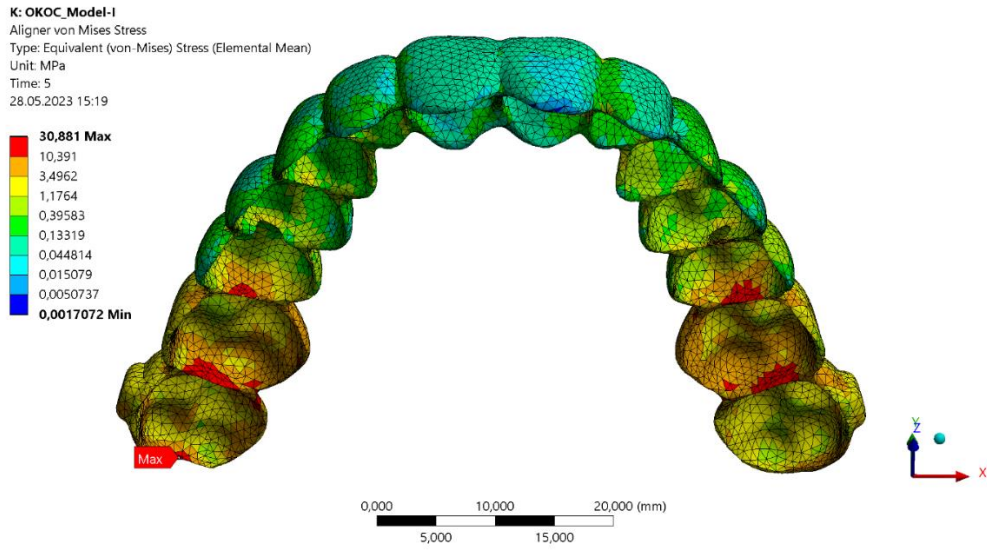
Şekil 4.45. Senaryo III' te sağ ve sol ikinci molar diş ve PDL'inde gözlenen von Mises stresi (proksimalden)

Üçüncü senaryoda en yoğun gerilme üçüncü ataşman konfigürasyonunda palatinaldeki ataşmanın tüm yüzeyinde ve etrafında gözlenmiştir. Üçüncü ataşman konfigürasyonunda krona ve PDL'de gerilmeler genel olarak daha fazladır (Şekil 4.41, 4.42, 4.43, 4.44, 4.45).

4.3. Şeffaf Plaktaki Von Mises Gerilmeleri

Şeffaf plakta oluşan von Mises gerilmeleri (MPa) Şekil 4.46, 4.47 ve 4.48'de gösterilmiştir.

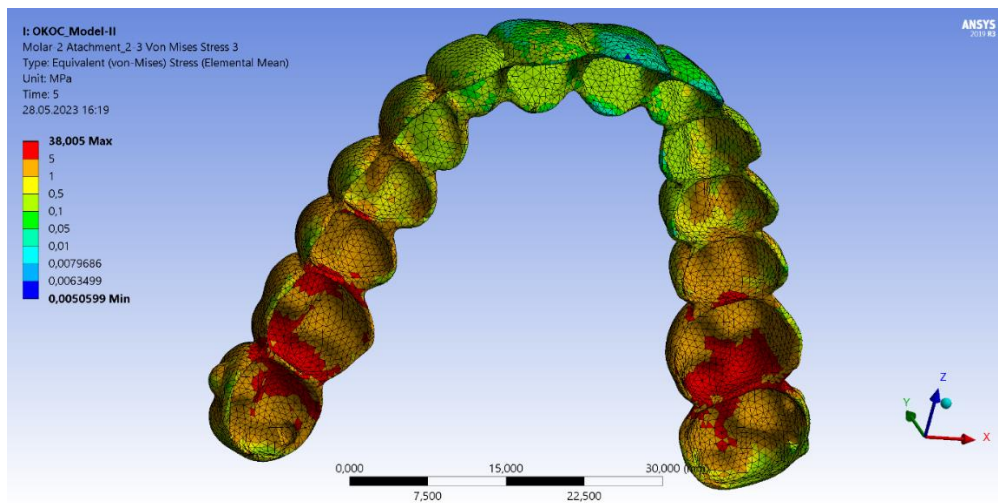
4.3.1. Senaryo I



Şekil 4.46. Senaryo I' de şeffaf plakta gözlenen von Mises stresi

Birinci senaryoda şeffaf plaktaki gerilmeler, üçüncü molar dişin olduğu tarafta plağın en distalinde, ikinci molar, birinci molar ve ikinci premolar interproksimalinde yer alan plak bölgelerinde maksimumdur. Anteriora doğru gerilmeler azalmaktadır (Şekil 4.46).

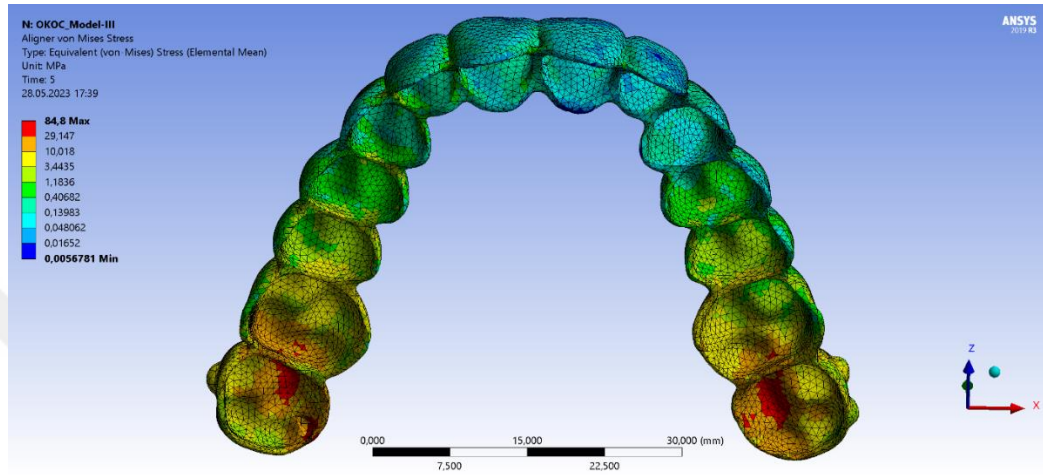
4.3.2. Senaryo II



Şekil 4.47. Senaryo II' de şeffaf plakta gözlenen von Mises stresi

İkinci senaryodaki maksimum plak gerilmeleri ikinci molar, birinci molar ve ikinci premolar interproksimalinde ve birinci moların oklüzal yüzeyinin distal yarısında gözlenmiştir. Gerilmeler anteriora doğru gittikçe azalmaktadır (Şekil 4.47).

4.3.3. Senaryo III



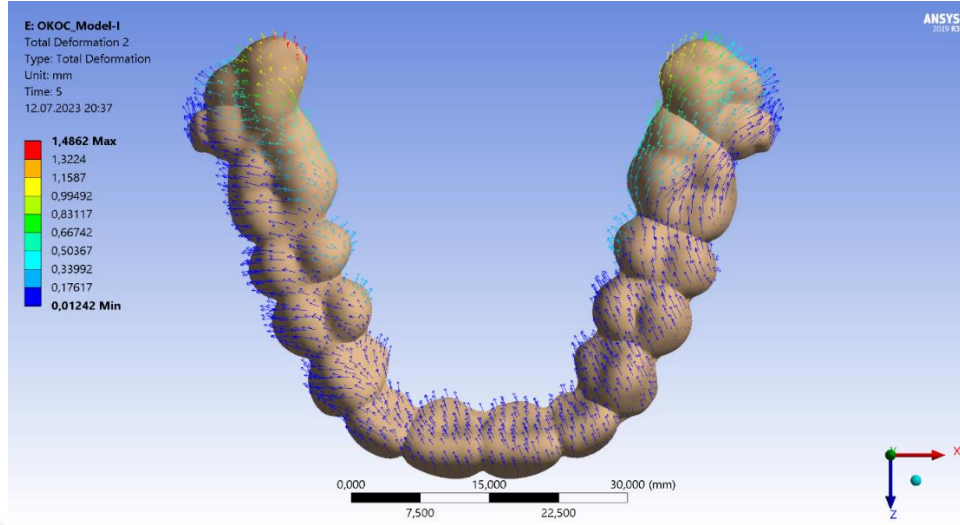
Şekil 4.48. Senaryo III' te şeffaf plakta gözlenen von Mises stresi

Üçüncü senaryoda plaktaki maksimum gerilmeler ikinci molarların mesiopalatinal cuspsının bukkal yüzeyinde ve üçüncü ataşman konfigürasyonunun palatinaldeki ataşmanında gözlenmiştir (Şekil 4.48).

4.4. Şeffaf Plakta Meydana Gelen Deformasyon (Yer Değiştirme)

Şeffaf plakta gözlenen deformasyon (mm) Şekil 4.49, 4.50, 4.51 ve 4.52'de gösterilmiştir. Deformasyon yönünün daha net gözlenebilmesi için görseller deformasyonun beş kat büyütülmüş haliyle hazırlanmıştır.

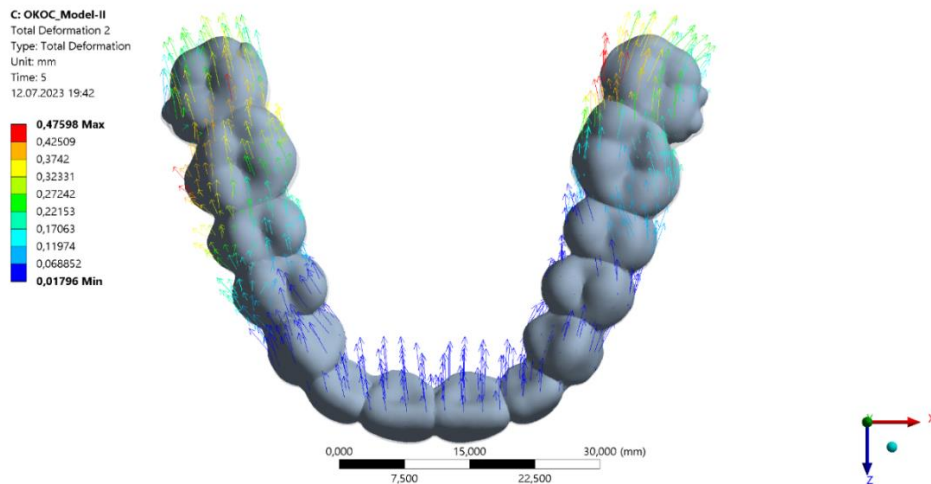
4.4.1. Senaryo I



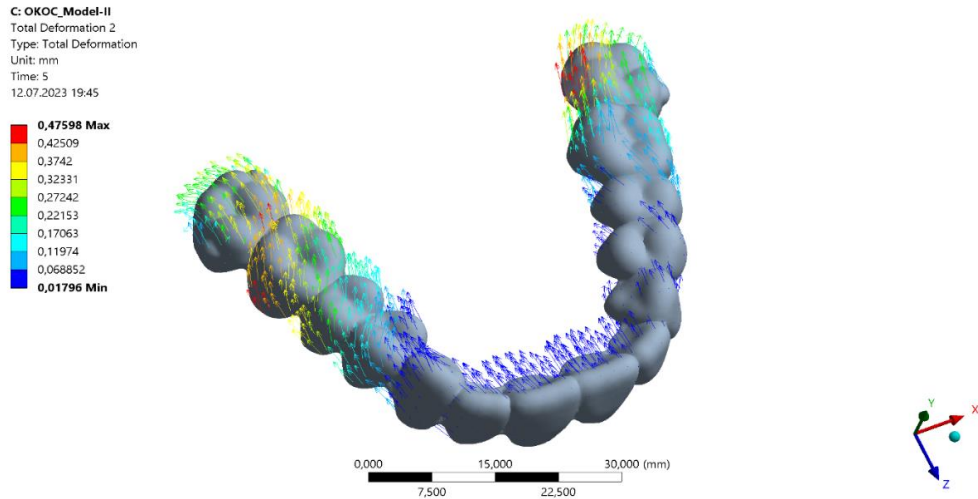
Şekil 4.49. Senaryo I' de şeffaf plakta gözlenen yer değiştirme (deformasyon)

Birinci senaryodaki şeffaf plak deformasyonu incelendiğinde üçüncü molar dişin olduğu tarafta ikinci molar diş üzerindeki plağın gingivodistopalatinal köşesinde yoğunlaşmış distal yönde bir deformasyon gözlenmiştir. İki taraf ikinci molar diş üzerindeki şeffaf plakta distobukkall yönde bir deformasyon söz konusudur (Şekil 4.49).

4.4.2. Senaryo II



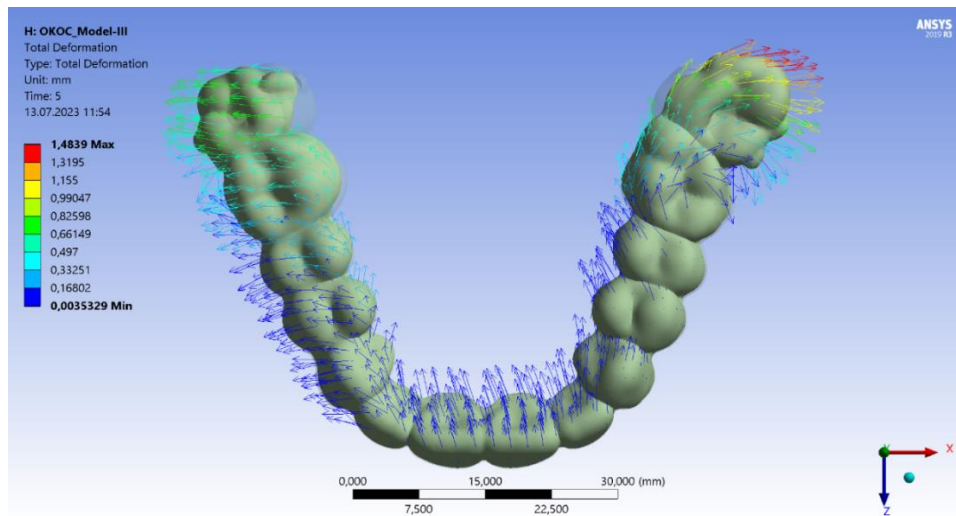
Şekil 4.50. Senaryo II' de şeffaf plakta gözlenen yer değiştirme (deformasyon)



Şekil 4.51. Senaryo II' de şeffaf plakta gözlenen yer değiştirme (deformasyon)

İkinci senaryodaki ikinci ataşmanın bulunduğu ikinci molar dişte distobukkal yönde, üçüncü ataşmanın bulunduğu dişte distal yönde bir deformasyon gözlenmiştir. Palatinalinde ataşman bulunmayan ikinci ataşman konfigürasyonunda özellikle palatinal yüzde daha fazla şeffaf plak deformasyonu gözlenmiştir. Üçüncü ataşman konfigürasyonunda bukkal ve palatinalde benzer yer değiştirmeler gözlenirken mesioproksimal yüzde ve birinci molar dişin bukkolingival bölgesinde daha fazla deformasyon gözlenmiştir (Şekil 4.50, 4.51).

4.4.3. Senaryo III



Şekil 4.52. Senaryo III' te şeffaf plakta gözlenen yer değiştirme (deformasyon)

Üçüncü senaryoda distalizasyon ve ekspansiyon hareketlerinin beraber uygulandığı durumda, şeffaf plakta en yoğun deformasyon, ikinci ataşman konfigürasyonunda, ikinci moların distal yarısında, distobukkal yönde rotasyon olarak gerçekleşmiştir. Üçüncü ataşman konfigürasyonunda ise daha hafif ve homojen şekilde distobukkal yönde doğrusal bir yer değiştirme mevcuttur (Şekil 4.52).



5. TARTIŞMA

Şeffaf plak tekniğinin gelişimi ve kullanımını son yıllarda ivmeli bir şekilde artmıştır. Özellikle de genç ve erişkin hastaların daha yüksek maliyete rağmen şeffaf plak gibi estetik ortodontik tedavileri tercih etme oranları %70'in üzerine çıkmıştır (82–84). Tekniğe gösterilen talep ve tekniğin gelişimi arasındaki bu çift yönlü pozitif etkileşimle şeffaf plaklar, ortodontinin geleceğinde büyük yer tutacak gibi gözükmektedir.

Revera ve ark. (59), yetişkinlerle yaptıkları çok merkezli retrospektif bir şeffaf plak çalışmasında önemli vertikal ve devrilme hareketleri olmadan ikinci molarda 2,52 mm'lik distalizasyon, birinci molarda 2,25 mm'lik distalizasyon elde edildiğini bulmuştur. Simon ve ark. (3), şeffaf plaklarla ortalama 2,7 mm'lik maksiller molar distalizasyonu reçete edildiğinde hareketin ortalama doğruluğunu %88 olarak bildirmiştir. Lione ve ark. (43), pendulum ve şeffaf plakları vertikal kontrol yönünden karşılaştırmış ve şeffaf plaklarla daha az ekstrüzyonla oklüzal düzlem ve vertikal hareket kontrolünün daha iyi sağlandığını bulmuştur. Şeffaf plak tekniğinin Sınıf II hastalar için cazip bir tedavi olduğunu gösteren bu çalışmalardan sonra bir sonraki soru olan 'Maksiller molar distalizasyonunda ataşmanlar etkinliği artırır mı?' sorusu akla gelmektedir. Her ne kadar Tai (4), şeffaf plak tekniği kitabında, plak malzemesinin bu dişleri çok iyi bir şekilde kavraması nedeniyle distalizasyon için birinci ve ikinci molar dişlere herhangi bir ataşmanın gerekli olmayabileceğini belirtse de molarlarda gövdesel translasyonla distalizasyon için ataşman gerekli olduğunu ileri süren birçok çalışma yapılmıştır. Bunlardan biri olan Rossini ve ark. (2)'nin yaptığı FEM çalışmasında, ankraj ünitelerini güçlendirmek ve molar dişlerinin distalizasyonunda aktif üniteler olarak işlev görmesi için ataşmanların gerekli olduğu sonucuna varılmıştır.

Bu çalışmalardan sonra da akla bir diğer soru gelmektedir: 'Maksiller molar distalizasyonu için en etkili ataşman hangisidir?' Bizim çalışmamızdaki birinci ve ikinci senaryolar bu soruya cevap aramak üzerine kurgulanmıştır.

Birinci senaryoda hem sabit hem şeffaf plak tedavisinde klinikte çokça verdiğimiz üçüncü molar dişin çekimi kararının ne kadar gerekli olduğu sorusu üzerine bir analiz tasarımı yapılmıştır. Bizim bilgimize göre çalışmamız, şeffaf

plakla maksiller molar distalizasyonu esnasında üçüncü molar dişin etkisini araştıran ilk çalışmadır.

Üçüncü senaryoda ise distalizasyonla beraber ekspansiyonun da gerektiği birçok vaka için eş zamanlı distalizasyon ve ekspansiyon simüle edilmiştir. Bugüne kadar ki literatür ışığında çalışmamız bu iki hareketin beraber simüle edildiği ilk FEM çalışmasıdır.

Çalışmamızda şeffaf plaklarla ikinci molar dişe sekanslı distalizasyon uygulanırken plağa dahil edilmeyen/edilemeyen sürmüş bir üçüncü molar dişin distalizasyonu ne derece etkilediği FEM ile araştırılmak istenmiştir. Bu amaçla şeffaf plağa verilen 0,25 mm distal yöndeki hareket bilgisayar ortamında simüle edilerek ikinci ve üçüncü molar dişlerde oluşan hareket analiz edilmiştir. Bunun için tek bir maksilla modelinin sağ ve sol taraftaki dişleri karşılaştırılmış ve sağ ve sol taraftaki şartlar üçüncü molar diş dışında tamamen eşit olacak şekilde dijital model hazırlanmıştır.

Çalışmamızda şeffaf plağın üçüncü molar dişin üzerine kadar uzatılmama sebebi klinikte genellikle ağız içi taramanın üçüncü molar dişin tamamını kapsayacak şekilde yapılamaması ve tam veya yarı mukoza retansiyonlu aynı seviyedeki üçüncü molar dişleri de bir miktar temsil edebilmesi içindir.

Birinci senaryomuzun sonuçlarına göre üçüncü molar diş varlığı ikinci molar dişte rotasyonu arttırarak distale hareket miktarını düşürmüştür. Üçüncü molar dişin olduğu tarafta distale tipping hareketi daha az çıkmıştır. Bu durum üçüncü molar dişin ikinci molar dişe kron seviyesinde temas etmesiyle, krona ters yönde bir tepki kuvveti ve moment oluşturması nedeniyle rasyoneldir. Sonuçlarımıza göre 0,25 mm distalizasyon simüle edildiğinde kuvvetin uygulandığı ilk an için, üçüncü molar diş, ikinci molar dişin maksimum toplam yer değiştirmesini %17, kronun farklı noktalarında distale yer değiştirmeyi ise %10-22 oranında azaltmıştır. Bu durumu, üçüncü molar diş varlığının, distalizasyon süresini en az 1/10 oranında arttırdığı şeklinde yorumlayabiliriz. Bu sonuç kuvvetin uygulandığı ilk an için geçerli olduğundan devam eden distalizasyon süresince bu değer kümülatif olarak artabilir.

Von Mises gerilmeleri üçüncü molar dişin olduğu taraftaki ikinci molar dişte özellikle de ataşman üzerinde belirgin şekilde daha fazlaydı. Şeffaf plağın dişe kuvveti aktarma bölgelerinden biri olarak işlev gören ataşman üzerinde stresin

artması üçüncü molar diş kronundan gelen direnç nedeniyle plaktan dişe aktarılan ve kinetik enerjiye dönüşemeyen enerjinin, ataşman ve diş üzerinde stres olarak kendini göstermesi nedeniyle olabilir. Şeffaf plakta da aynı sebeple üçüncü molar dişe temas eden plak bölgesinin iki diş arasında sıkışmasıyla plağın en distalinde stres maksimumdur. Bu durumun klinik olarak önemi üçüncü molar mevcut olduğunda stres sebebiyle ataşmanın kırılma ve plağın deformasyon riskindeki artış olabilir.

Şeffaf plak deformasyonları incelendiğinde birinci senaryoda üçüncü molar dişin olduğu tarafta distopalatinal bölgedeki belirgin deformasyon dişin rotasyon miktarının fazla olmasından kaynaklı olabilir.

Kinzingler ve ark. (85)'nin, 36 adölesan hastada, distal vidalı ve toe-in bükümlü springe sahip modifiye bir pendulum apareyiyle (Pendulum K) çift taraflı distalizasyon yaptığı çalışmada, hastalar ikinci ve üçüncü molar dişlerin sürme evresine göre 3 gruba (PG 1-3) ayrılmıştır. PG 1'de (18 hasta), ikinci molar dişlerin sürmesi ya henüz gerçekleşmemişti ya da tamamlanmamıştı. PG 2'de (15 hasta), ikinci molar dişler oklüzal düzleme kadar gelişmişti ve üçüncü molar dişler germ halindeydi. PG 3'te (3 hasta) üçüncü molar dişlerin germektomisi yapılmış ve her iki taraftaki birinci ve ikinci molar dişler tamamen sürmüştü. Sagittal düzlemdeki değişikliği belirlemek için yapılan sefalometrik analiz sonucunda şu bulgulara ulaşılmıştır: Distalizasyon yönünde bir diş germinin, mesial komşu diş üzerinde bir dayanak noktası gibi etki ettiği gösterilmiştir. İkinci molar dişlerin henüz germ aşamasında olduğu hastalarda birinci molar dişlerin distale tippingi bu nedenle daha fazlaydı. İkinci molar dişi tamamen sürmüş olan hastalarda, üçüncü molar diş germi hareket yönünde konumlandığında, ikinci molar dişin distal tippingi daha fazlaydı. Fakat birinci molar dişin distal tippingi, ikinci molar dişleri sürmüş hastalarda (PG 2 ve PG 3), ikinci molar dişleri henüz sürmemiş olan hastalara (PG 1) göre daha azdı. Üçüncü molar dişlerin germektomisinden sonra, ikinci molar dişlere bant uygulanmasa bile, birinci ve ikinci molar dişin neredeyse tamamen bedensel distalizasyonu mümkündür. Ancak iki molar dişin aynı anda distalizasyonu, tedavi süresinin uzamasına, distalizasyon için gereken kuvvetin ve ankraj kaybının artmasına neden olmuştur. Yatay düzlemde, PG 2 ve PG 3'teki 18 hastanın dental alçı model ölçümleri, sadece her iki maksiller molar dişin mesiobukkal rotasyonunu değil, aynı zamanda bantsız ikinci molar dişin vestibüler kaymasını da göstermiştir.

‘Vestibüler kayma olgusunun arkasındaki olası faktörler, üçüncü molar germe varlığından bağımsız olarak molar dişlerin morfolojisi ve temas noktaları, molar dişlerin birbirine göre göreceli konumu veya spongioz oluşun anatomik olarak sabitlenmiş konumu olabilir’ sonucuna varılmıştır. Bu bulgular doğrultusunda araştırmacılar, pendulum apareyi ile distalizasyon planlanıyorsa, ikinci molar dişler sürmeden önce tedaviye başlanmasını ve birinci ve ikinci molar dişlerin distalizasyonu eş zamanlı olarak gerçekleştirilecekse, üçüncü molar dişlerin önceden germektomisinin yapılmasını tavsiye etmiştir.

Çalışmamızın bulguları, Kinzinger ve ark. (85)’nin yaptığı klinik çalışmanın bulgularıyla uyumludur. Çalışmada sürmesini tamamlamış bir molar diş, mesialdeki bir dişin distalizasyonu esnasında distal tippingi azaltırken, distalizasyon için gereken kuvveti, süreyi ve ankraj kaybını artırır. Germ halindeki bir dişin mesialindeki dişle kök seviyesindeki teması, distalizasyon esnasında mesialdeki dişte devrilme momenti oluşturmaktadır. Bizim çalışmamızda da sürmüş bir üçüncü molar, ikinci moların distal tippingini azaltırken, bukkal tippingi önemli düzeyde etkilememiş ve distalizasyon süresini arttırmıştır.

Karlsson ve Bondemar (86), maksiller molar distalizasyonu ve ankraj kaybını değerlendirmek için 20 hastayı maksiller ikinci molar dişlerin sürmesinden önce ve sonra olmak üzere iki gruba ayırmıştır. Nance apareyi ve ark içi NiTi coil springten oluşan bir ağız içi distalizasyon apareyiyle maksiller birinci molar dişlerin distalizasyonu sonucunda, tedavi süresini, distal hareket miktarını ve maksiller kesici dişlerin anterior hareketi yani ankraj kaybını iki grup arasında karşılaştırmıştır. Sonuç olarak, maksiller birinci molar dişlerin, maksiller ikinci molar dişlerin sürmesinden önceki distalizasyon hareketi, ikinci molar dişlerin sürmesinden sonraki harekete göre iki kat daha hızlı, daha etkili ve daha az ankraj kaybı ile gerçekleşmiştir. Bizim bulgularımızla uyumlu olarak distalize edilecek dişin distalinde yer alan sürmüş bir diş, distalizasyon süresini uzatmıştır. Araştırmacılar, maksiller birinci molar dişleri distalize etmek için en uygun zamanın, ikinci molar dişlerin sürmesinden önceki dönem olduğunu belirtmiştir.

Kang ve ark. (87), sabit tedavilerle distalizasyon esnasında ikinci molar dişin servikal seviyesindeki bir üçüncü molar diş germinin varlığının birinci ve ikinci molar dişin hareketine etkilerini FEM ile araştırdıkları çalışmalarında, distalizasyon

apareyinden bağımsız olarak üçüncü molar diş germinin distalizasyona etkisinin olmadığı sonucuna varmıştır. Bizim çalışmamızın sonuçlarında ise üçüncü molar varlığı ikinci moların distalizasyon miktarını azaltmış ve distopalatinal rotasyon miktarını arttırmıştır. Çalışmamızın sonuçlarının bu çalışmayla uyumlu çıkmamasının sebebi bizim çalışmamızda, sabit mekanikler yerine şeffaf plak tekniğiyle distalizasyon uygulanması, üçüncü molar dişin sürmüş olması ve FEM çalışmalarında çıkan sonuçların anlamlılık düzeyinin belirlenmesindeki subjektif bakış açısı farklarından kaynaklı olabilir.

Çalışmamızın amaçlarından biri farklı ataşman şekil ve konfigürasyonlarının ikinci moların 0,25 mm distalizasyonu simüle edildiğinde etkinliklerini karşılaştırmaktır. Çalışmamızdaki birinci ve ikinci ataşman konfigürasyonunun distalizasyondaki etkinliği daha önce Chi ve ark. (63)'nın çalışmalarında araştırılmıştır. Ataşmanların hem bukkalde hem palatinalde konumlandığı üçüncü ataşman konfigürasyonu ise bildiğimiz kadarıyla distalizasyon için değerlendirilen yeni bir konfigürasyondur.

Birinci, ikinci ve üçüncü ataşmanların etkinlikleri birbiriyle karşılaştırıldığında distalizasyon esnasında en az rotasyonu ve tippingi üçüncü ataşman konfigürasyonu göstermiştir. Birinci ve ikinci ataşman konfigürasyonu benzer distale ve bukkale tipping göstermiştir. Total ve distale yer değiştirme birinci ve ikinci ataşman konfigürasyonunda benzer ve üçüncü ataşman konfigürasyonuna göre daha fazla ölçülmüştür. İkinci ataşman konfigürasyonu birinci ataşman konfigürasyonundan daha fazla rotasyon göstermiştir.

Chi ve ark. (63) çalışmalarında, dikey dikdörtgen ve kombine yarı eliptik ataşman konfigürasyonlarını karşılaştırmıştır. Sonuçlarına göre, kombine yarı eliptik ataşman, ikinci moların distal kök hareketine yaklaşan bir kuvvet sisteminin oluşturulmasına yardımcı olmuş ve daha paralel bir hareket sağlamıştır. Dikey dikdörtgen ataşman, molar distalizasyonu sırasında bariz bir palatal torsiyon eğilimi göstermiştir. Bu durum, dikey bağlantının stres yüzeyinin diğer bağlantılardan daha fazla olmasına ve daha fazla yanal kuvvet almasına bağlanmıştır. Çalışmalarında kombine ataşmanda en az distale hareketle beraber dişin minimum yer değiştirmesinin kök ucuna daha yakın olduğunu vurgularken dikey dikdörtgen

ataşmanın tipping ve palatal torsiyonla beraber en fazla distale yer değiştirmeyi sağladığını bildirmişlerdir.

Comba ve ark. (7)'nin kompozit ataşmanlar ve Sınıf II elastikler ile ilgili yaptıkları FEM çalışmasında, distalize edilmiş bir maksiller kanin dişte, şeffaf plak, kompozit ataşmanlar ve Sınıf II elastiklerin neden olduğu mekanik bozulmaya ilişkin FEM analizi aşağıdaki sonuçları vermiştir. Ataşmansız ve dikdörtgen ataşmanlı konfigürasyonlar, intrüzyon ve devrilme hareketleri üretmiştir. Bazı intrüzyonlar meydana gelse de optimize edilmiş ataşmanlar paralel hareket sağlamıştır. Optimize edilmiş ataşmana 4 oz Sınıf II elastiklerin uygulanması, bu intrüzyonu önemli ölçüde azaltmış ve böylece cihazın verimliliğini artırmıştır.

Çalışmamızın bulguları Chi ve ark. (63) ve Comba ve ark. (7)'nin yaptığı çalışmalarla uyuşmamaktadır. Sonuçlarımıza göre birinci ve ikinci ataşman konfigürasyonlarında kaydedilen distale yer değiştirme, distale ve bukkale tipping çok benzerdir. Bununla beraber ikinci ataşman konfigürasyonunda daha fazla distopalatal rotasyon gözlenmiştir.

Comba ve ark. (7) çalışmalarında, maksiller kanin dişin distalizasyonunu simüle ederken bizim çalışmamızda üç köklü bir diş olan maksiller ikinci molar dişin distalizasyonu söz konusudur. İki diş arasındaki morfolojik farklılık, direnç merkezinin konumu, PDL alanı gibi faktörler iki çalışmanın sonuçlarının farklı olmasından sorumlu olabilir.

Chi ve ark. (63)'nin çalışmasında tüm materyaller, homojen ve izotropik olarak tanımlanmıştır. Bizim çalışmamızda ise maksiller alveoler kemik, anizotropik; PDL, hiperelastik doğrusal olmayan malzeme modeli (üçüncü dereceden Ogden modeli) olarak tanımlanmıştır. Malzemelerin farklı tanımlanmış olması analiz sonuçlarında farklılığa sebep olmuş olabilir.

Üçüncü ataşman konfigürasyonunun tasarımında, palatinalde yerleştirilen bir ataşmanın rotasyon ve tippingleri en aza indirebileceği düşüncesiyle hareket edilmiştir. Birinci ve ikinci senaryonun bulguları bu fikri destekler şekilde çıkmıştır. Üç ataşman arasında en paralel hareketi sağlayan bu konfigürasyondur. Palatinalde yerleştirilen ataşman distopalatal yöndeki rotasyonu engellemiştir. Diğer ataşmanların gösterdiği distalizasyonun yaklaşık $\frac{3}{4}$ 'ünü daha az bukkale ve distale tippinge daha paralel bir paternle gerçekleştirmiştir.

İkinci senaryodaki von Mises gerilmelerine baktığımızda üçüncü ataşman konfigürasyonundaki maksimum gerilmeler karşılıklı ataşmanların birinin oklüzalindeyken diğerinin gingivalindedir. Bu durum kuvvetlerin, birbirini dengeleyerek daha paralel hareketi sağlamış olabileceğini düşündürür.

Kullanılan ataşmanların kendi aralarında etkinliğini karşılaştıran Ayıdağa ve Kamiloğlu (6)'nın yaptığı sonlu elemanlar analizinde ilk modelde kompozit ataşman yoktur, ikinci model dikey dikdörtgen ataşmana ve üçüncü model ise bir kesitte yarım yuvarlak olarak yeni tasarlanmış kılavuz bukkal ataşmana sahiptir. Hareket, distale doğru 0,15 mm yer değiştirme olarak tanımlanmıştır. Sonuç olarak tüm konfigürasyonlar, distal harekete ek olarak bir tür saat yönünde dönüş göstermiştir. Dişin kron kısmı üç modelin hepsinde maksimum yer değiştirme göstermiştir. Bizim çalışmamızda da tüm konfigürasyonlarda uzayın üç yönünde rotasyonlar gözlenmiştir ve maksimum hareket kromda gözlenirken minimum hareketler furkasyona yakın kök bölgelerinde gözlenmiştir.

Üçüncü senaryoda, klinisyenlerin genellikle beraber uygulamayı tercih ettikleri distalizasyon ve ekspansiyon hareketleri birlikte simüle edilmiş, ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonları birbiriyle karşılaştırılmıştır. Şaşırtıcı bir şekilde bu iki hareket birlikte uygulandığında sadece distalizasyon uygulanan senaryoya göre ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonlarının hareket miktarlarının oranları tersine dönmüştür. Üçüncü ataşmanda total, distale ve bukkale yer değiştirme miktarı dramatik bir artışla ikinci ataşmandakinin iki katından fazla bulunmuştur. Bu yüksek yer değiştirme miktarı, daha fazla distopalatinal rotasyon, distale ve bukkale tippingi beraberinde getirmiştir. Ayrıca her iki ataşman konfigürasyonundaki rotasyon diğer senaryolardan farklı olarak distobukkal yönde olmuştur. İki ataşmanda da daha çok bukkal ve distal tüberküllerde olmak üzere intrüzyon gözlenmiştir.

Houle ve ark. (88), çalışmalarında Invisalign şeffaf plaklarıyla dentoalveoler ekspansiyon amaçlandığında ClinCheck'te planlanan ekspansiyonun %72,8'inin ağız içinde gözlenebildiğini ve genişlemenin kron ucundan dişetine doğru azalarak giden, dişlerin tipping hareketiyle meydana geldiğini belirtmiştir. Bizim bulgularımızda da distale veya bukkale tüm yer değiştirmeler rotasyon merkezinin furkasyona yakın kök bölgelerinde olduğu kontrolsüz tipping şeklinde gerçekleşmiştir.

Şeffaf plakla maksiller ekspansiyon konusunda yapılan çalışmalardan bir diğeri Zhou ve Guo (89)'nun yapmış olduğu 20 yetişkin hastayı dahil ettikleri klinik çalışmadır. Bu çalışmanın sonucuna göre Invisalign şeffaf plaklarla maksiller bazal kemik genişliğinde artış sağlamak mümkün olmazken bukkal ve lingual alveoler kret genişliğinde ve maksiller birinci molar dişin bukkolingual eğiminde anlamlı artış vardır. Invisalign sistemin büyük oranda posterior dişlerin tipping hareketi ile ark genişliğini arttırabileceğı ve önceden ClinCheck'te belirlenen ekspansiyon miktarı ve başlangıç bukkal kron torkunun, gövdesel genişleme verimliliğı ile negatif ilişkili olduğu sonucuna varılmıştır. Bizim çalışmamızda da şeffaf plaktan krona uygulanan bukkal yöndeki kuvvet iki ataşman konfigürasyonunda da bukkale tipping hareketiyle sonuçlanmıştır.

İkinci ve üçüncü senaryoları birbiri arasında kıyaslarsak, ikinci ataşmanda, ekspansiyon uygulanması, sinerjik değil tersine antagonist bir etkiyle distalizasyonu 1/3 oranına düşürmüştür. Üçüncü ataşmanda ise ekspansiyon uygulanması, distalizasyon miktarını düşürmemiş, hemen hemen ikinci senaryodakiyle aynı distalizasyon sağlanmıştır.

Üçüncü ataşman konfigürasyonunun en yoğun gerilme alanı palatinaldeki ataşmandır. Aynı şekilde şeffaf plakta da buraya karşılık gelen bölgede gerilmeler yoğundur. Üçüncü ataşmanın ekspansiyonla beraber uygulandığında etkinliğinin bu denli artmasının sebebi palatinaldeki komponentin tutuculuğı arttırarak plağın dişin üzerinden kaymadan etki göstermesini ve kuvvetin dişe etkili şekilde iletilmesini sağlaması olabilir.

İkinci ve üçüncü senaryolarda ataşman olmayan diş yüzeyindeki şeffaf plakta belirgin deformasyon gözlenmiştir. Şeffaf plak, ataşman bulunan yüzeylerde bariz bir şekilde deformasyondan korunmuştur. Bu durum daha az şeffaf plak deformasyonu ile üçüncü ataşman konfigürasyonunun ikinci ataşman konfigürasyonundan avantajlı olduğunu gösterir.

Çalışmanın Sınırlılıkları

Çalışmamız bilgisayar ortamında yapılan bir FEM çalışması olduğundan ağız içi ortamdaki tükürük, çiğneme kuvvetleri, yumuşak dokular, kemik metabolizması

gibi sonuçları etkileyebilecek birçok unsur göz ardı edilmiştir. Dolayısıyla sonuçların in vitro ve in vivo çalışmalarıyla desteklenmesine ihtiyaç vardır.

Diğer bir sınırlılık, üçüncü molar dişin birçok boyut ve şekil varyasyonu ile karşımıza çıkmasıdır. Bu varyasyonlara ek olarak, gömülü olma durumu ve sürme seviyesine göre sonuçlar farklılık gösterebilir.

Farklı şeffaf plak firmaları, farklı kuvvet iletim sistemleri kullanabilmektedir. İleride bu farklı sistemler, aynı ataşmanlar için uygulanarak sonuçlar karşılaştırılabilir.



6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Şeffaf plaklarla maksiller molar distalizasyonu esnasında, üçüncü molar dişlerin varlığı, ikinci molar dişte gözlenen maksimum toplam yer değiştirmeyi %17, kronun farklı noktalarında ölçülen distale yer değiştirmeyi ise %10-22 oranında azaltmıştır.
2. Şeffaf plaklarla maksiller molar distalizasyonu esnasında üçüncü molar dişlerin varlığı, ikinci molar dişte distopalatinal rotasyonu arttırırken distale tippingi azaltmıştır.
3. Üçüncü molar diş varlığı, şeffaf plağın deformasyonunu ve ataşmandaki stresi arttırmaktadır. Bu durum şeffaf plağın ve ataşmanın zarar görmesine sebep olabilir.
4. Bulgularımız değerlendirildiğinde, şeffaf plaklarla maksiller molar distalizasyonu planlandığında, üçüncü molar dişlerin ortodontik çekimi düşünülebilir.
5. Şeffaf plaklarla maksiller molar distalizasyonu amacıyla kullanılan birinci, ikinci ve üçüncü ataşman konfigürasyonlarından en fazla distale hareketi ikinci, en paralel distale hareketi üçüncü ataşman konfigürasyonu sağlamıştır.
6. Distobukkal yönde rotasyona sahip bir molar dişte ikinci ataşman konfigürasyonu ile hızlı bir şekilde distalizasyon sağlanabilir.
7. Tamamen paralel bir distalizasyon istendiğinde üçüncü ataşman konfigürasyonu tercih edilebilir.
8. Şeffaf plak tekniğinde maksiller molar distalizasyonuna ek olarak eş zamanlı ekspansiyon uyguladığımızda, distale ve bukkale hareket miktarları üçüncü ataşman konfigürasyonu ile 2-3 kat daha fazla çıkmıştır. Fakat distale ve bukkale tipping ve rotasyon miktarları da aynı oranda daha fazladır.
9. Distalizasyonla eş zamanlı ekspansiyon uygulandığında, bukkal kök torkuna sahip dişlerde üçüncü ataşman konfigürasyonu tercih edilebilir.
10. Bu iki diş hareketi için ataşman seçimi yaparken dişin rotasyonu ve aksiyel eğimleri, diş destekleyen kemik miktarı ve köklerin sağlığı gibi unsurlar dikkate alınmalıdır.

11. Ataşman bulunan yüzeylerde şeffaf plak deformasyonu azaldığı gözlemlendiğinden, dişin hem bukkal hem palatinal yüzeyine ataşman yerleştirilmesi, plağın daha uzun süre etkili olmasını sağlayabilir.



7. KAYNAKLAR

1. Buschang PH, Shaw SG, Ross M, Crosby D, Campbell PM. Comparative time efficiency of aligner therapy and conventional edgewise braces. *Angle Orthod.* 2014;84(3):391-6.
2. Rossini G, Schiaffino M, Parrini S, Sedran A, Deregibus A, Castroflorio T. Upper second molar distalization with clear aligners: a finite element study. *Appl Sci.* 2020;10(21):7739.
3. Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C. Treatment outcome and efficacy of an aligner technique—regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC Oral Health.* 2014;14:1-7.
4. Sandra Tai. Clear aligner technique. 1. bs. Quintessence Publishing Co, Inc.,; 2018.
5. SARI ÖF, BUYUKCAVUS MH. Ortodontide Sonlu Elemanlar Analizi Uygulamaları. *Aydın Dent J.* 2021;7(1):33-44.
6. Ayidağa C, Kamiloğlu B. Effects of variable composite attachment shapes in controlling upper molar Distalization with aligners: a nonlinear finite element study. *J Healthc Eng.* 2021;2021.
7. Comba B, Parrini S, Rossini G, Castroflorio T, Deregibus A. A three-dimensional finite element analysis of upper-canine distalization with clear aligners, composite attachments, and class II elastics. *J Clin Orthod.* 2017;51(1):24-8.
8. Spalding PM: Treatment of Class II malocclusion, in Bishara SE, ed: *Textbook of Orthodontics.* Philadelphia, WB Saunders, 2001. İçinde.
9. Rodríguez Yáñez EE, Casasa Araujo R, Natera Marcote AC. Chapter 7: Distalizers. İçinde: 1001 tips en ortodoncia y sus secretos. Venezuela: AMOLCA; 2007.
10. Robert N. Staley D.D.S., M.A., M.S. NTRBA MA. *Essentials of Orthodontics Diagnosis and Treatment.* 1. bs. Blackwell Publishing Ltd.; 2011.
11. Bishara SE. Class II Malocclusions: Diagnostic and Clinical Considerations With and Without Treatment. *Semin Orthod.* Mart 2006;12(1):11-24.
12. Alhammadi MS, Halboub E, Fayed MS, Labib A, El-Saaidi C. Global distribution of malocclusion traits: A systematic review. *Dent Press J Orthod.* 2018;23:40-e1.
13. Stomatologic SI. Worldwide prevalence of malocclusion in the different stages of dentition: A systematic review and meta-analysis. *Eur J Paediatr Dent.* 2020;21:115.
14. Gelgör İE, Karaman İA, Ercan E. Prevalence of malocclusion among adolescents in central anatolia. *Eur J Dent.* 2007;1(03):125-31.
15. Celikoglu M, Akpınar S, Yavuz I. The pattern of malocclusion in a sample of orthodontic patients from Turkey. 2010;

16. Çoban G, Türker G, Öztürk T, Hashimli N, Göksu M, Ömer A. Ortodontik Malokluzyonların Orta Anadolu Bölgesinde Yaşayan Bireylerdeki Prevelanslarının Ve Karakteristiklerinin İncelenmesi. *Sağlık Bilim Derg.* 2022;31(1):15-23.
17. Bilgic F, Gelgor IE, Celebi AA. Malocclusion prevalence and orthodontic treatment need in central Anatolian adolescents compared to European and other nations' adolescents. *Dent Press J Orthod.* 2015;20:75-81.
18. Moorrees CF, Grøn AM, Le Bret LM, Yen PK, Fröhlich FJ. Growth studies of the dentition: a review. *Am J Orthod.* 1969;55(6):600-16.
19. Baume LJ. Physiological tooth migration and its significance for the development of occlusion: I. The biogenetic course of the deciduous dentition. *J Dent Res.* 1950;29(2):123-32.
20. Baume LJ. Physiological tooth migration and its significance for the development of occlusion. II. The biogenesis of accessional dentition. *J Dent Res* 1950(3);29:331-7. 110 Baume LJ. Physiological tooth migration and its significance for the development of occlusion. III. The biogenesis of successional dentition. *J Dent Res* 1950(3);29:338-48. 111.
21. Buschang PH. The development, phenotypic characteristics, and etiology of Class II malocclusion. *Recognizing Correcting Dev Malocclusions Probl-Oriented Approach Orthod.* 2016;90-107.
22. Karlsen AT. Craniofacial characteristics in children with Angle Class II div. 2 malocclusion combined with extreme deep bite. *Angle Orthod.* 1994;64(2):123-30.
23. Cobourne MT, Fleming PS, DiBiase AT, Ahmad S. *Clinical cases in orthodontics.* C. 6. John Wiley & Sons; 2012.
24. Markovic MD. At the crossroads of oral facial genetics. *Eur J Orthod.* 1992;14(6):469-81.
25. Varrela J, Alanen P. Prevention and early treatment in orthodontics: a perspective. *J Dent Res.* 1995;74(8):1436-8.
26. Subtelny JD. Oral habits. *Studies in form, function and therapy.* *Angle Orthod* 1973;43(4):347-383.
27. Harvold EP, Tomer BS, Vargevik K, Chierici G. Primate experiments in oral respiration. *Am J Orthod* 1981;79(4): 359-72.
28. Tsourakis AK, Johnston LE Jr. Class II malocclusion: The aftermath of a "perfect storm". *Semin Orthod* 2014;20(1): 59-73.
29. Watt DG, Williams CH. The effects of the physical consistency of food on the growth and development of the mandible and the maxilla of the rat. *Am J Orthod* 1951; 37(12):895-928.
30. Houston K, Buschang PH, Iannaccone ST, Seale NS. Craniofacial morphology of spinal muscular atrophy. *Pediatr Res* 1994;36(2):265-9.
31. Littlewood SJ, Mitchell L. *An Introduction to Orthodontics.* Oxford University Press; 2019. 369 s.

32. Fisk GV, culbert Mr, Grainger rM, Hemrend B and Moyers r. the morphology and physiology of distocclusion. *Am J Orthod.* 1953;35:3-12.
33. Alarashi M, Franchi L, Marinelli A, Defraia E. Morphometric analysis of the transverse dentoskeletal features of Class II malocclusion in the mixed dentition. *Angle Orthod.* 2003;73(1):21-5.
34. King GJ, McGorray SP, Wheeler TT, Dolce C, Taylor M. Comparison of peer assessment ratings (PAR) from 1-phase and 2-phase treatment protocols for Class II malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(5):489-96.
35. Brierley CA, DiBiase A, Sandler PJ. Early class II treatment. *Aust Dent J.* 2017;62:4-10.
36. El-Bokle D, Abbas NH. A novel method for the treatment of Class II malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020;158(4):599-611.
37. Gökmen K, Sakin Ç. Sınıf II Malokluzyonların Tedavisinde Maksiller Molar Distalizasyon Yöntemleri. *Sağlık Bilim Derg.* 19(2):151-7.
38. Ruf S. Orthodontic treatment of the Class II noncompliant patient. *Current principles and techniques* (2006). *Eur J Orthod.* 01 Şubat 2007;29(1):110-110.
39. Aksoy M. Üç farklı üst molar distalizasyon yönteminin iskeletsel ve dişsel etkilerinin incelenmesi. [a.yer 27 Eylül 2023]; Erişim adresi: <https://platform.almanhal.com/Details/Thesis/2000369312?ID=4-2000369312>
40. Hilgers JJ. The pendulum appliance for Class II non-compliance therapy. *J Clin Orthod.* 1992;26:706-14.
41. Serafin M, Fastuca R, Castellani E, Caprioglio A. Occlusal plane changes after molar distalization with a pendulum appliance in growing patients with Class II malocclusion: a retrospective cephalometric study. *Turk J Orthod.* 2021;34(1):10.
42. Junior LEA, de Almeida RR, Guerra JGP, Maranhão OBV, Janson G. Transverse stability of Class II malocclusion correction with the pendulum appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020;158(3):357-62.
43. Lione R, Balboni A, Di Fazio V, Pavoni C, Cozza P. Effects of pendulum appliance versus clear aligners in the vertical dimension during Class II malocclusion treatment: a randomized prospective clinical trial. *BMC Oral Health.* 2022;22(1):1-8.
44. Jones RD, White JM. Rapid Class II molar correction with an open-coil jig. *J Clin Orthod JCO.* 1992;26(10):661-4.
45. Bellini-Pereira SA, Aliaga-Del Castillo A, Vilanova L, Patel MP, Reis RS, Janson G. Sagittal, rotational and transverse changes with three intraoral distalization force systems: Jones jig, distal jet and first class. *J Clin Exp Dent.* 2021;13(5):e455.
46. Carano A. The distal jet for upper molar distalization. *J Clin Orthod.* 1996;30:374-80.

47. Reis RS, Henriques JF, Janson G, Freitas KMS, Moura W. Dental, skeletal and soft tissue effects of the Distal Jet appliance: A prospective clinical study. *Dent Press J Orthod.* 2020;24:56-64.
48. Fortini A, Lupoli M, Parri M. The first class appliance for rapid molar distalization. *J Clin Orthod JCO.* 1999;33(6):322-8.
49. Keles A. Maxillary unilateral molar distalization with sliding mechanics: a preliminary investigation. *Eur J Orthod.* 2001;23(5):507-15.
50. Kinzinger G, Diedrich P. Biomechanics of the Keles Slider Appliance for Maxillary Molar Distalization–In-vitro Analysis of Force Systems. *J Orofac Orthop Kieferorthopadie.* 2008;69(5).
51. Wu X, Liu H, Luo C, Li Y, Ding Y. Three-dimensional evaluation on the effect of maxillary dentition distalization with miniscrews implanted in the infrazygomatic crest. *Implant Dent.* 2018;27(1):22-7.
52. Lee SK, Abbas NH, Bayome M, Baik UB, Kook YA, Hong M, vd. A comparison of treatment effects of total arch distalization using modified C-palatal plate vs buccal miniscrews. *Angle Orthod.* 2018;88(1):45-51.
53. Sar C, Kaya B, Ozsoy O, Özcirpici AA. Comparison of two implant-supported molar distalization systems. *Angle Orthod.* 2013;83(3):460-7.
54. Bozkaya E, Tortop T, Yüksel S, Kaygısız E. Evaluation of the effects of the hybrid Pendulum in comparison with the conventional Pendulum appliance. *Angle Orthod.* 2020;90(2):194-201.
55. Altieri F, Mezio M, Guarnieri R, Cassetta M. Comparing Distal-Jet with Dental Anchorage to Distal-Jet with Skeletal Anchorage: A Prospective Parallel Cohort Study. *Dent J.* 2022;10(10):179.
56. Anraki CC, Campos CBA, Sant'Anna GQ, Bellini-Pereira SA, Aliaga-Del Castillo A, Grec R, vd. Dentoskeletal and soft-tissue changes of class II malocclusion treatment with modified first class appliances: a prospective clinical trial. *Eur J Orthod.* 2023;45(2):150-6.
57. Caruso S, Nota A, Ehsani S, Maddalone E, Ojima K, Tecco S. Impact of molar teeth distalization with clear aligners on occlusal vertical dimension: a retrospective study. *BMC Oral Health.* 2019;19(1):1-5.
58. Gomez JP, Peña FM, Martínez V, Giraldo DC, Cardona CI. Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod.* 2015;85(3):454-60.
59. Ravera S, Castroflorio T, Garino F, Daher S, Cugliari G, Deregibus A. Maxillary molar distalization with aligners in adult patients: a multicenter retrospective study. *Prog Orthod.* 2016;17:1-9.
60. Beers AC, Choi W, Pavlovskaja E. Computer-assisted treatment planning and analysis. *Orthod Craniofac Res.* 2003;6:117-25.

61. Barone S, Paoli A, Razionale AV, Savignano R. Design of Customised Orthodontic Devices by Digital Imaging and CAD/FEM Modelling. *İçinde: Bioimaging*. 2016. s. 44-52.
62. Garino F, Castroflorio T, Daher S, Ravera S, Rossini G, Cugliari G, vd. Effectiveness of composite attachments in controlling upper-molar movement with aligners. *J Clin Orthod*. 2016;50(6):341-7.
63. Chi J, Liu Y, Yang L, Sun S, LIU W. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Maxillary Molar Distalization Using Different Attachments with Clear Aligners. 2021;
64. Güler M, Sadri Ş. Sonlu Elemanlar Yöntemi Hakkında Genel Bilgiler. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknol Derg*. 2015;5(1):56-66.
65. Küçük Kurt S. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2019;29(4):701-10.
66. Park CS, Yu HS, Cha JY, Mo SS, Lee KJ. Effect of archwire stiffness and friction on maxillary posterior segment displacement during anterior segment retraction: A three-dimensional finite element analysis. *Korean J Orthod*. 2019;49(6):393-403.
67. McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament—a finite element study. *Angle Orthod*. 1992;62(1):15-22.
68. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;127(5):542-51.
69. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;139(1):e59-71.
70. Tanne K, Hiraga J, Sakuda M. Effects of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex. *Eur J Orthod*. 1989;11(4):382-91.
71. Holberg C, Holberg N, Rudzki-Janson I. Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(1):53-9.
72. Duru FI. Sınıf II olguların tedavisinde kullanılan iskeletsel ve dişsel destekli forsus ve monoblok aparatlarının çene-yüz kemikleri ve tme üzerine etkilerinin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştırılması. Prof Dr Hülya Kılıçoğlu İstanbul Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Ortod Anabilim Dalı Doktora Tezi. 2014;
73. Talay B. Üst çeneye farklı tip yüz maskeleri ile farklı açılarda uygulanan protraksiyon kuvvetlerinin dentofasiyal yapılar üzerine etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. 2016;
74. Luchian I, Martu MA, Tatarciuc M, Scutariu MM, Ioanid N, Pasarin L, vd. Using fem to assess the effect of orthodontic forces on affected periodontium. *Appl Sci*. 2021;11(16):7183.

75. Lee H, Nguyen A, Hong C, Hoang P, Pham J, Ting K. Biomechanical effects of maxillary expansion on a patient with cleft palate: A finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2016;150(2):313-23.
76. Kim WH, Hong K, Lim D, Lee JH, Jung YJ, Kim B. Optimal position of attachment for removable thermoplastic aligner on the lower canine using finite element analysis. *Materials*. 2020;13(15):3369.
77. Cai Y, Yang X, He B. Influence of friction in transparent tooth correction treatment: finite element method. *J Mech Med Biol*. 2015;15(04):1550052.
78. Koç O, Jacob HB. Surgically assisted rapid palatal expansion: is the pterygomaxillary disjunction necessary? A finite element study. *İçinde: Seminars in Orthodontics*. Elsevier; 2022.
79. Koç O, Pamukçu H, Kocabalkan AA. Comparison of 3 different bone-borne type expansion appliances used in surgically-assisted rapid palatal expansion: A finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2023;163(3):e23-33.
80. Koç O, Bolat Gumus E. Effects of different distractor positions on the formation of expansion, stress and displacement patterns in surgically assisted rapid maxillary expansion without pterygomaxillary disjunction: a finite element analysis study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2023;1-11.
81. Liu L, Song Q, Zhou J, Kuang Q, Yan X, Zhang X, vd. The effects of aligner overtreatment on torque control and intrusion of incisors for anterior retraction with clear aligners: a finite-element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2022;162(1):33-41.
82. Alansari RA. Youth perception of different orthodontic appliances. *Patient Prefer Adherence*. 2020;1011-9.
83. Alansari RA, Faydhi DA, Ashour BS, Alsaggaf DH, Shuman MT, Ghoneim SH, vd. Adult perceptions of different orthodontic appliances. *Patient Prefer Adherence*. 2019;2119-28.
84. Livas C, Pazhman FS, Ilbeyli Z, Pandis N. Perceived esthetics and value of clear aligner therapy systems: A survey among dental school instructors and undergraduate students. *Dent Press J Orthod*. 2023;28:e232225.
85. Kinzinger GS, Fritz UB, Sander FG, Diedrich PR. Efficiency of a pendulum appliance for molar distalization related to second and third molar eruption stage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;125(1):8-23.
86. Karlsson I, Bondemark L. Intraoral maxillary molar distalization: movement before and after eruption of second molars. *Angle Orthod*. 2006;76(6):923-9.
87. Kang JM, Park JH, Bayome M, Oh M, Park CO, Kook YA, vd. A three-dimensional finite element analysis of molar distalization with a palatal plate, pendulum, and headgear according to molar eruption stage. *Korean J Orthod*. 2016;46(5):290-300.
88. Houle JP, Piedade L, Todescan Jr R, Pinheiro FHL. The predictability of transverse changes with Invisalign. *Angle Orthod*. 2017;87(1):19-24.

89. Zhou N, Guo J. Efficiency of upper arch expansion with the Invisalign system. *Angle Orthod.* 2020;90(1):23-30.



8. EKLER

Ek 1: Tez Çalışması Orjinallik Raporu

Ek 2: Turnitin Dijital Makbuzu



Dijital Makbuz

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen:	Aslıhan Kuşuoğlu
Ödev başlığı:	ŞEFFAF PLAK TEKNİĞİNDE KULLANILAN FARKLI KOMPOZİT AT...
Gönderi Başlığı:	ŞEFFAF PLAK TEKNİĞİNDE KULLANILAN FARKLI KOMPOZİT AT...
Dosya adı:	ASLIHAN_KUG_UOG_LU_TEZ_turnitin_son.docx
Dosya boyutu:	19.71M
Sayfa sayısı:	105
Kelime sayısı:	19,661
Karakter sayısı:	132,654
Gönderim Tarihi:	28-Eyl-2023 11:33ÖÖ (UTC+0300)
Gönderim Numarası:	2179404956



Copyright 2023 Turnitin. Tüm hakları saklıdır.

ŞEFFAF PLAK TEKNİĞİNDE KULLANILAN FARKLI KOMPOZİT ATAŞMANLARIN VE ÜÇÜNCÜ MOLAR VARLIĞININ MAKSİLLER MOLAR DİSTALİZASYONUNA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR METODU İLE İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 12	% 11	% 1	% 6
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 3
2	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	% 2
3	aydidental.aydin.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	Submitted to Ege Üniversitesi Öğrenci Ödevi	% 1
5	dspace.kocaeli.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
6	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	<% 1
7	www.researchgate.net İnternet Kaynağı	<% 1
8	acikerisim.dicle.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1

Ek 3: Etik Kurul Onayı

