



T.C.

ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ŞEFFAF PLAKLARDA ÜST MOLAR DİŞE
YERLEŞTİRİLEN FARKLI ATAŞMAN
TASARIMLARININ VE FARKLI PLAK
UZUNLUKLARININ MOLAR DİSTALİZASYONUNA
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Tulca BÜYÜKPATIR TÜRK

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Ankara, 2024

T.C.
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ŞEFFAF PLAKLARDA ÜST MOLAR DİŞE
YERLEŞTİRİLEN FARKLI ATAŞMAN
TASARIMLARININ VE FARKLI PLAK
UZUNLUKLARININ MOLAR DİSTALİZASYONUNA
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Tulca BÜYÜKPATIR TÜRK

Doç. Dr. Ebru KÜÇÜKKARACA

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**Bu araştırma; Ankara Yıldırım Beyzıt Üniversitesi Bilimsel
Araştırma Projeleri Brimi tarafından TDH-2023-2455 nolu proje ile
desteklenmiştir.**

Ankara, 2024

T.C.
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ŞEFFAF PLAKLARDA ÜST MOLAR DİŞE YERLEŞTİRİLEN FARKLI
ATAŞMAN TASARIMLARININ VE FARKLI PLAK UZUNLUKLARININ
MOLAR DİSTALİZASYONUNA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE İNCELENMESİ

Tulca BÜYÜKPATIR TÜRK

Uzmanlık Tezi

Doç. Dr. Ebru KÜÇÜKKARACA

Jüri Üyeleri

Başkan: Prof. Dr. Belma Işık

Üye: Doç. Dr. Özer Alkan

Danışman: Doç. Dr. Ebru Küçükkaraca

Okuduğumuz ve savunmasını dinlediğimiz bu tezin bir Uzmanlık derecesi için
gereken tüm kapsam ve kalite şartlarını sağladığını beyan ederiz.

Prof. Dr. Filiz Aykent
Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

Bu tezin Uzmanlık derecesi için gereken tüm şartları sağladığını tasdik
ederim.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tezde kullanılmış olan tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

..../..../2024

Tulca BÜYÜKPATIR TÜRK



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca değerli bilgileri ile bana yol gösteren, yenilikleri takip etmeme ve kendimi geliştirmeme yardımcı olan, tecrübelerine ve görüşlerine güvendiğim hocam, değerli tez danışmanım Doç. Dr. Ebru KÜÇÜKKARACA'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgilerini ve mesleki deneyimlerini benimle paylaşan Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri; Doç. Dr. Özer ALKAN'a, Doç. Dr. Yeşim KAYA'ya ve Doç. Dr. Özge Uslu AKÇAM'a,

Birlikte çalıştığım için kenidimi şanslı hissettiğim, AYBÜ Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D.'da birlikte görev yaptığım değerli asistan arkadaşlarıma,

Mesleki gelişimimde büyük katkıları olan, hem hekimliklerine hem de insaniyetlerine saygı duyduğum ve çok sevdiğim değerli arkadaşlarım Dt. Kübra Sağ Sürgüveç ve Dt. Ali Akın Sürgüveç'e,

Ankara'da edindiğim iki kardeşim Dt. Berkcan Sağlam ve Dt. Beyza Turan'a,

Her zaman gözünü kırpmadan yanımda olan, beni benden çok düşünen, kendime güvenmem konusunda beni her zaman yüreklendiren, en büyük destekçim canım eşim Barış Erkut Türk'e,

Desteğini ve sevgisini hiç esirgemeyen, attığı her adımda önceliği hep ben ve ablam olan, bize her zaman örnek olan annem Uzm. Dr. Fatma KÖRÜKÇÜ'ye,

Küşüsel gelişimimde en büyük katkısı olan, hep çok sevildiğimi hissettiren ablam Dr. Erinç BÜYÜKPATIR DENEME'ye,

Bugünlere gelmemde büyük emeği olan, beni büyüten anneannem Şöhret Körükçü'ye,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	vii
SUMMARY.....	viii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
TABLolar DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Şeffaf Plakların Tarihsel Gelişimi	4
2.1.1. Flex-O-Tite Apareyi.....	4
2.1.2. Positioner Apareyi.....	5
2.1.3. Dental Kontür Apareyi	5
2.1.4. Ponitz'in Tasarladığı Şeffaf Retainer Apareyi.....	6
2.1.5. McNamara'nın Tasarladığı Şeffaf Retainer Apareyi	6
2.1.6. Essix Retainer Apareyi.....	6
2.1.7. CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) Sistemleri.....	7
2.2. Şeffaf Plaklarla Tedavi Süreci.....	8
2.2.1. Invisalign™ Sistemi.....	9
2.2.2. İn-house Şeffaf Plaklar	10
2.3. Şeffaf Plak Nesilleri.....	11
2.3.1. Birinci Nesil Şeffaf Plak Sistemleri	11
2.3.2. İkinci Nesil Şeffaf Plak Sistemleri.....	11
2.3.3. Üçüncü Nesil Şeffaf Plak Sistemleri	12
2.3.4. Dördüncü Nesil Şeffaf Plak Sistemleri	12
2.3.5. Beşinci Nesil Şeffaf Plak Sistemleri	13
2.3.6. Altıncı Nesil Şeffaf Plak Sistemleri	13
2.3.7. Yedinci Nesil Şeffaf Plak Sistemleri.....	13
2.3.8. Sekizinci Nesil Şeffaf Plak Sistemleri.....	13
2.4. Yardımcı Eklentiler ve Aşındırma (IPR) Prensibi.....	14
2.4.1. Kompozit Ataşmanlar.....	14
2.4.2. Güç Çıkıntıları	16
2.4.3. Basınç Noktaları.....	16
2.4.4. İnter Proksimal Redüksiyon (IPR)	17
2.5. Şeffaf Plakların Biyomekaniği	18
2.5.1. Kuvvet	18
2.5.2. Bağlanma	19
2.5.3. Ankraj.....	19
2.6. Şeffaf Plaklarla Maksiller Molar Distalizasyonu	20
2.7. Şeffaf Plakların Avantajları ve Dezavantajları.....	22
2.8. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Yöntemi.....	23
2.8.1. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar	24
2.8.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları ve Dezavantajları	28
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	30
3.1. Kortikal ve trabeküler kemiğin modellenmesi	30
3.2. Dişlerin Periodontal Ligamentin ve Diş Etinin Modellenmesi	32
3.2.1. Çalışmada Kullanılan Modeller	33
3.3. Ataşmanların ve Şeffaf Plagın Modellenmesi.....	34

3.3.1. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	35
3.3.2. Ağ Yapısının Oluşturulması	36
3.3.3. Kuantitatif Model Bilgileri	36
3.3.4. Malzeme Özellikleri	37
3.3.5. Yükleme senaryoları ve Sınır Koşullarının Tanımlanması ve Uygulanması	38
3.3.6. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu	39
4. BULGULAR.....	40
4.1. Birinci Modele Ait Bulgular	40
4.1.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları	40
4.1.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerine Ait von Mises Stres Bulguları	41
4.1.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirme Bulguları	42
4.2. İkinci Modele Ait Bulgular	44
4.2.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları	45
4.2.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerine Ait von Mises Stres Bulguları	45
4.2.3. Maksiller Birinci Molar Dişe Ait Yer Değiştirme Bulguları	46
4.3. Üçüncü modele Ait Bulgular	48
4.3.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları	49
4.3.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerine Ait von Mises Stres Bulguları	49
4.3.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirme Bulguları	50
4.4. Dördüncü Modele Ait Bulgular	52
4.4.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları	53
4.4.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerine Ait von Mises Stres Bulguları	54
4.4.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirme Bulguları	55
4.5. Beşinci Modele Ait Bulgular	57
4.5.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları	57
4.5.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerindeki von Mises Stres Bulguları	58
4.5.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirme Bulguları	59
4.6. Altıncı Modele Ait Bulgular	61
4.6.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları	62
4.6.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerine Ait von Mises Stres Bulguları	62
4.6.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirme Bulguları	63

4.7. Yedinci Modele Ait Bulgular	65
4.7.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları	66
4.7.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Kökündeki von Mises Stres Bulguları	66
4.7.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirme Bulguları	67
4.8. Sekizinci Modele Ait Bulgular	69
4.8.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları	70
4.8.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerindeki von Mises Stres Bulguları	70
4.8.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirme Bulguları	71
5. TARTIŞMA	77
5.1. Çalışmanın Amacının Tartışması	77
5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışması	80
5.3. Bulguların Tartışması	82
5.3.1. Periodontal Ligamente Ait Von Mises Stres Bulgularının Tartışması	83
5.3.2. Maksiller Birinci Molar Dişe Ait Von Mises Stres Bulgularının Tartışması	83
5.3.3. X Ekseninde Gözlemlenen Yer Değiştirme Bulgularına Ait Verilerin Tartışması	84
5.3.3.1. Dişeti Sınırında Sonlanan Plakta Gözlemlenen Hareketler	84
5.3.3.2. Dişeti Sınırının 2 mm Üzerinde Sonlanan Plakta Gözlemlenen Hareketler	85
5.3.3.3. Plak Uzunluklarının Birlikte Değerlendirilmesi	85
5.3.4. Y Ekseninde Gözlemlenen Yer Değiştirme Bulgularına Ait Verilerin Tartışması	86
5.3.4.1. Dişeti Sınırında Sonlanan Plakta Gözlemlenen Hareketler	87
5.3.4.2. Dişeti Sınırının 2 mm Üzerinde Sonlanan Plakta Gözlemlenen Hareketler	88
5.3.4.3. Plak Uzunluklarının Birlikte Değerlendirilmesi	89
5.3.5. Z Ekseninde Gözlemlenen Hareketler	89
5.3.5.1. Dişeti Sınırında Sonlanan Plakta Gözlemlenen Hareketler	90
5.3.5.2. Dişeti Sınırının 2 mm Üzerinde Sonlanan Plakta Gözlemlenen Hareketler	90
5.3.5.3. Plak Uzunluklarının Birlikte Değerlendirilmesi	90
5.4. Limitasyonlar	91
5.5. Gelecek Çalışmalar İçin Öneriler	92
6. KAYNAKLAR	95
7. EKLER	106
EK-1. Etik Kurul Onayı	106
EK-2. Özgeçmiş	107

ÖZET

Şeffaf Plaklarda Üst Molar Dişe Yerleştirilen Farklı Ataşman Tasarımlarının ve Farklı Plak Uzunluklarının Molar Distalizasyonuna Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı, farklı ataşman şekillerinin ve plağa ait farklı gingival uzunlukların maksiller sağ birinci molar dişin distalizasyon hareketi üzerindeki etkisini Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) kullanarak araştırmak ve distalizasyon sırasında hangi ataşman ve gingival plak uzunluğu konfigürasyonunun istenen hareketi sağladığını belirlemektir. Çalışmanın sekiz grubu; ataşmansız, vertikal ataşmanlı, 25 derece açılı yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı, ikili horizontal ataşmanlı ve her grup için iki farklı aligner uzunluğu ile kombine edilmiş; dişeti sınırında ve dişeti sınırının 2 mm üzerinde biten plak uzunluğuna sahip modellerden oluşmaktadır. Maksiller birinci molar dişin yer değiştirme miktarı ve periodontal ligament (PDL), kron ve köklerde oluşan von Mises stres değerleri SEA ile değerlendirilmiştir. Maksiller birinci molar dişte bukkolingual ve meziodistal devrilme en çok ataşmansız modellerde meydana gelmiştir. En az devrilme hareketi 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı modellerde olduğu bulunmuştur. Y ekseninde, tüm referans noktaları distale doğru hareket ettiğinde, palatal kök ucu tüm modellerde meziale doğru hareket etmiştir. Palatinal kökün en az mezial hareketi double horizontal ataşman modellerinde gözlenmiştir. Aligner uzunluğunun artırılması genel olarak distal hareket miktarını ve PDL ile kökler üzerindeki von Mises streslerini artırmıştır. Ayrıca ataşmansız modellerde önemli ölçüde daha kontrollü kök hareketi sağlamıştır. Farklı ataşmanların ve farklı uzunluklara sahip şeffaf plakların kullanılması stres iletimini ve gerçek hareketi önemli ölçüde etkilemektedir. Tüm modellere aynı miktarda yer değiştirme uygulanmasına rağmen, Y eksenindeki distal hareket, diş etinin 2 mm üzerinde biten aligner ile daha fazla meydana gelmiştir. Bu da stres aktarımının dişetinin 2 mm üzerindeki plaklarda daha kolay gerçekleşebileceğini göstermektedir. 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşman ve ikili horizontal ataşman sahip modeller, her üç eksenin kombinasyonunda en kontrollü ve etkili distalizasyon hareketini göstermiştir. Aligner uzunluğu arttıkça birinci büyük azı dişinin köklerinde ve periodontal ligamentte oluşan von Mises stresinin de arttığı gözlemlenmiştir.

Anahtar kelimeler: şeffaf plak, kompozit ataşman, molar distalizasyonu

SUMMARY

Investigation of the Effect of Different Attachments and Different Gingival Lengths of Aligners on Upper Molar Distalization

The aim of this study was to investigate the effect of different attachment shapes and aligner lengths on the distalization movement of the maxillary first molar using Finite Element Analysis (FEA). The eight groups of the study were; without attachment, vertical attachment, vertical attachment angled 25°, double horizontal attachment and combined with two different aligner lengths for each group; aligner ending at the gingival margin and 2 mm above the gingival margin. The amount of displacement of the maxillary first molar and the von Mises stress values developed in the periodontal ligament (PDL), crown and roots of the maxillary first molar were evaluated by FEA. Buccolingual and mesiodistal tipping of the maxillary first molar occurred mostly on models without attachment with both aligner lengths. The least tipping movement was found in models with the vertical attachment angled 25°. When all the landmarks moved distally, the palatal root tip moved mesially in all models. The least mesial movement of the palatal root was observed in the double horizontal attachment models. Increasing the aligner length generally increased the amount of distal movement and von Mises stresses on the PDL and the roots. It provided significantly more controlled root movement in the models without attachments. The use of different attachments and different lengths of aligners significantly affects the transmission of stress and the actual movement. Although the same amount of displacement was applied to all models, the distal movement on the Y-axis occurred more with the aligner ending 2 mm above the gingiva. This shows that stress transmission can occur more easily in aligners 2 mm above the gingiva. Models with vertical attachment angled 25° and double horizontal attachment showed the most controlled and effective distalization movement. It has also been observed that as the length of the aligner increases, the von Mises stress in the roots of the first molar and the periodontal ligament also increase.

Key words: clear aligners, composite attachment, molar distalization

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
°	: Derece
μ	: Sürtünme katsayısı
.stl	: Stereolitografi
3D	: 3 Boyutlu
ARS	: Air Rotor Stripping
CAD	: Computer Aided Design
CAM	: Computer Aided Manufacturing
DBKU	: Distobukkal kök ucu
DBTT	: Distobukkal tüberkül tepesi
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
DPTT	: Distopalatinal tüberkül tepesi
ECC	: Error Correction Code
EX30	: Exceed 30
G(I)	: Kesme modülü
GB	: Gigabayt
GHz	: Gigahertz
IPR	: İnterproksimal Redüksiyon
K(I)	: Sıkıştırma modülü
LD 30	: SmartTrack™ adı verilen çok katmanlı aromatik termoplastik poliüretan/ko-polyester malzeme
m ²	: Metrekare
MBKU	: Meziobukkal kök ucu
MBTT	: Meziobukkal tüberkül tepesi
mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
MPTT	: Meziopalatinal tüberkül tepesi
N	: Newton
PDL	: Periodontal ligament
PKU	: Palatinal kök ucu
PVS	: Polivinil siloksan
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
SEM	: Scanning Electron Microscope
SI	: The System of Units, (Système International D'unites)
TAU	: Relaksasyon süresi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1	Remensnyder'e Ait Patent Dosyasındaki Çizimler.....	4
Şekil 2.2	Postioner Aparey Tasarımı	5
Şekil 2.3	Essix Retainer'a Ait Patent Dosyası İçeriği	7
Şekil 2.4	Elipsoid Ataşman.....	15
Şekil 2.5	Yatay Dikdörtgen Ataşman	15
Şekil 2.6	Eğimli Ataşman	16
Şekil 2.7	Gerilim (Stress) Tipleri.....	26
Şekil 3.1	.stl Model Elde Edilmesi İçin Kullanılan Tomografi Verileri.....	31
Şekil 3.2	Kortikal Kemik Modeli	31
Şekil 3.3	Trabeküler Kemik Modeli	32
Şekil 3.4	A) Dişler ve b) Dişlere Ait Periodontal Ligamentlerin (Pembe Renk) Modellenmesi	32
Şekil 3.5	Kemik Üzerinde Dişeti Mukozasının Modellemesi.....	33
Şekil 3.6	Dişeti Kenarında Sonlanan Plak Modellemesi	34
Şekil 3.7	Dişeti Kenarının 2 mm Üzerinde Sonlanan Plak Modellemesi.....	34
Şekil 3.8	Ataşmanların Modellemesi, a) Vertikal Ataşman, b) 25 Derece Eğimli Yerleştirilmiş Vertikal Ataşman c) İkili Horizontal Ataşman	35
Şekil 3.9	Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi.....	36
Şekil 3.10	Aktivasyon Kuvveti	38
Şekil 3.11	Sınır Koşulları	39
Şekil 4.1	Birinci Sonlu Elemanlar Modeli	40
Şekil 4.2	Birinci Modelde a) Bukkalden, b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL'ye Ait von Mises Stres Alanlarının Gösterimi	41
Şekil 4.3	Birinci Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri	41
Şekil 4.4	Birinci Modele Ait Her Üç Eksendeki Yer Değiştirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular.....	42

Şekil 4.5	<i>Birinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin X Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Mezialden Görünüm, c) Oklüzalden Görünüm.....</i>	43
Şekil 4.6	<i>Birinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Y Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları; a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm</i>	43
Şekil 4.7	<i>Birinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Z Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları; a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm</i>	44
Şekil 4.8	<i>İkinci Sonlu Elemanlar Modeli</i>	44
Şekil 4.9	<i>İkinci Modelde, a) Bukkalden b) Mezial, c) Palatinalden, d) Distalden PDL'ye Ait von Mises Stress Alanlarının Gösterimi.....</i>	45
Şekil 4.10	<i>İkinci Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri</i>	46
Şekil 4.11	<i>İkinci Modele Ait, Her Üç Eksendeki Yer Değiştirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular.....</i>	46
Şekil 4.12	<i>İkinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin X Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Mezialden Görünüm, c) Oklüzalden Görünüm</i>	47
Şekil 4.13	<i>İkinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Y Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları; a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm</i>	47
Şekil 4.14	<i>İkinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Z Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm</i>	48
Şekil 4.15	<i>Üçüncü Sonlu Elemanlar Modeli</i>	48
Şekil 4.16	<i>Üçüncü Modelde, a) Bukkalden b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL'ye Ait von Mises Stres Alanlarının Gösterimi.....</i>	49
Şekil 4.17	<i>Üçüncü Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri</i>	50
Şekil 4.18	<i>Üçüncü Modele Ait, Her Üç Eksendeki Yer Değiştirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular.....</i>	51
Şekil 4.19	<i>Üçüncü Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin X Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Mezialden Görünüm, c) Oklüzalden Görünüm.....</i>	51
Şekil 4.20	<i>Üçüncü Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Y Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları: a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm</i>	52

Şekil 4.21	<i>Üçüncü Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Z Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkaldden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm</i>	<i>52</i>
Şekil 4.22	<i>Dördüncü Sonlu Elemanlar Modeli.....</i>	<i>53</i>
Şekil 4.23	<i>Dördüncü Modelde, a) Bukkaldden b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL 'ye Ait von Mises Stres Alanlarının Gösterimi.....</i>	<i>54</i>
Şekil 4.24	<i>Dördüncü Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri</i>	<i>54</i>
Şekil 4.25	<i>Dördüncü Modele Ait, Her Üç Eksendeki Yer Değiştirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular.....</i>	<i>55</i>
Şekil 4.26	<i>Dördüncü Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin X Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları; a) Bukkaldden Görünüm, b) Mezialden Görünüm, c) Oklüzalden Görünüm</i>	<i>56</i>
Şekil 4.27	<i>Dördüncü Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Y Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkaldden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm</i>	<i>56</i>
Şekil 4.28	<i>Dördüncü Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Z Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkaldden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm</i>	<i>57</i>
Şekil 4.29	<i>Beşinci Sonlu Elemanlar Modeli</i>	<i>57</i>
Şekil 4.30	<i>Beşinci Modelde, a) Bukkaldden b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL 'ye Ait von Mises Stres Alanlarının Gösterimi.....</i>	<i>58</i>
Şekil 4.31	<i>Beşinci Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri</i>	<i>59</i>
Şekil 4.32	<i>Beşinci Modele Ait, Her Üç Eksendeki Yer Değiştirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular.....</i>	<i>59</i>
Şekil 4.33	<i>Beşinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin X Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkaldden Görünüm, b) Mezialden Görünüm c) Oklüzalden Görünüm</i>	<i>60</i>
Şekil 4.34	<i>Beşinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Y Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkaldden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm</i>	<i>60</i>
Şekil 4.35	<i>Beşinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Z Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkaldden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm</i>	<i>61</i>
Şekil 4.36	<i>Altıncı Sonlu Elemanlar Modeli</i>	<i>61</i>

Şekil 4.37	<i>Altıncı Modelde a) Bukkaldden b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL 'ye Ait von Mises Stres Alanlarının Gösterimi.....</i>	62
Şekil 4.38	<i>Altıncı Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri</i>	63
Şekil 4.39	<i>Altıncı Modele Ait, Her Üç Eksendeki Yer Değiştirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular.....</i>	63
Şekil 4.40	<i>Altıncı Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin X Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları; a) Bukkaldden Görünüm, b) Mezialden Görünüm, c) Oklüzalden Görünüm</i>	64
Şekil 4.41	<i>Altıncı Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Y Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkaldden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm</i>	64
Şekil 4.42	<i>Altıncı Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Z Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkaldden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm</i>	65
Şekil 4.43	<i>Yedinci Sonlu Elemanlar Modeli.....</i>	65
Şekil 4.44	<i>Yedinci Modelde a) Bukkaldden b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL 'ye Ait Von Mises Stres Alanlarının Gösterimi</i>	66
Şekil 4.45	<i>Yedinci Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri</i>	67
Şekil 4.46	<i>Yedinci Modele Ait, Her Üç Eksendeki Yer Değiştirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular.....</i>	67
Şekil 4.47	<i>Yedinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin X Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları; a) Bukkaldden Görünüm, b) Mezialden Görünüm, c) Oklüzalden Görünüm</i>	68
Şekil 4.48	<i>Yedinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Y Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları. Üstte; Bukkaldden Görünüm, Altta; Oklüzalden Görünüm</i>	68
Şekil 4.49	<i>Yedinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Z Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları</i>	69
Şekil 4.50	<i>Sekizinci Sonlu Elemanlar Modeli.....</i>	69
Şekil 4.51	<i>Sekizinci Modelde a) Bukkaldden b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL 'ye Ait von Mises Stres Alanlarının Gösterimi.....</i>	70
Şekil 4.52	<i>Sekizinci Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri</i>	71

Şekil 4.53	<i>Sekizinci Modele Ait, Her Üç Eksendeki Yer Değiştırmelerin Bileşkesine Ait Bulgular.....</i>	<i>71</i>
Şekil 4.54	<i>Sekizinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin X Ekseni Üzerindeki Yer Değiştırme Bulguları; a) Bukkalden Görünüm, b) Mezialden Görünüm, c) Oklüzalden Görünüm</i>	<i>72</i>
Şekil 4.55	<i>Sekizinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Y Ekseni Üzerindeki Yer Değiştırme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm</i>	<i>72</i>
Şekil 4.56	<i>Sekizinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Z Ekseni Üzerindeki Yer Değiştırme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünümü</i>	<i>73</i>



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1	<i>Çalışmada oluşturulan modellere ait düğüm ve eleman sayıları</i>	36
Tablo 3.2	<i>Kullanılan Malzemelerin Özellikleri.....</i>	37
Tablo 3.3	<i>İkinci dereceden Ogden hiperelastik model parametreleri</i>	37
Tablo 4.1	<i>X Ekseninde Gerçekleşen Yer Değiştirme Miktarları</i>	74
Tablo 4.2	<i>Y Ekseninde Gerçekleşen Yer Değiştirme Miktarları</i>	75
Tablo 4.3	<i>Z Ekseninde Gerçekleşen Yer Değiştirme Miktarları</i>	76



1. GİRİŞ

Sınıf II malokluzyonlar iskeletsel ve dişsel olarak iki ayrı sınıfa ayrılmaktadır. İskeletsel malokluzyonlar alt ve üst çeneler arası sagittal ilişkilerdeki problemler neticesinde gelişir (Fisk, 1953; Moyers et al., 1980; Vargervik & Harvold, 1985). İskeletsel sınıf II anomaliye sahip bireylerde büyüme ve gelişim devam ediyorsa ortopedik ve ortodontik tedaviler uygulanabilir. Büyüme gelişimini tamamlamış bireylerde ise tedavi seçeneği olarak ortopedik tedavi gerçekleştirilemeyeceğinden, bunun yerine kamuflaj tedavisi (Bishara, 2001; Harnick, 1998) ve cerrahi destekli ortodontik tedavi (Epker & Fish, 1983a, Epker & Fish 1983b) seçenekleri hedeflenebilir. İskeletsel bir anomaliye sahip olmayıp sadece dişsel olarak sınıf II malokluzyona sahip olan bireylerde ortodontik düzeltmeler gereklidir (Bishara, 2001). Bu şekildeki malokluzyonlar, tüm üst dişlerin dentoalveoler yapılarıyla birlikte ileri itiminden ve/veya üst birinci molar dişlerin meziale hareketi sonucu gelişebilir. Üst çenede süt II. moların erken kaybında, arayüz çürüklerinde veya konjenital diş eksikliklerinde üst molar dişler meziale kayabilir ve buna bağlı olarak sınıf II dişsel kapanış ve ark boyu kaybı gelişebilir (Bishara, 2001). Bu tip anomalilerde yer darlığı ve çapraşıklık da gelişebilir ve tedavileri için kaybedilen yerin yeniden elde edilmesi gerekir. Ortodontide birçok yer elde etme yöntemi mevcuttur. Bu yöntemlerden birisi de üst molar dişlerin distalizasyonudur. Üst molar distalizasyonu, hem molar ilişkii düzeltmeyi hem de üst ark boyunda yer elde edilmesini sağlar ve bir çok farklı araç kullanılarak gerçekleştirilebilir (Basdra vd., 1996; Cangialosi vd., 1988; Dewel, 1954; Enacar & Ozgen, 1993; Luppnapornlarp & Johnston Jr, 1993).

Molar distalizasyonu için çok sayıda tedavi yöntemi tanımlanmıştır. Geleneksel olarak kullanılan headgear türleri ve çıkarılabilir aktif apareylere ek olarak, 1970'lerin sonundan itibaren intramaksiller ankrajlı distalizasyon apareylerini tercih eden bir eğilim görülmektedir. Bunlara örnek olarak Pendulum Apareyi, Distal Jet apareyi, mıknatıslı düzenekler örnek verilebilir (Kinzingir vd., 2008).

Kinzingir (Kinzingir vd., 2008) 2008 yılında yaptığı çalışmasında klinik deneylerin ve vaka çalışmalarının, prensipte bahsedilen apareylerin üst çenede başarılı

molar distalizasyonuna ulaşacağını gösterdiğini ifade etmiştir. Bununla birlikte, başarının yalnızca birinci molar ve ikinci premolar veya ikinci süt molar arasında kazanılan boşluğa bağlı olmadığını, boşluk açılması sırasında gerçekleşen reaktif kuvvetlere de dikkat edilmesi gerektiğini belirtmiştir.

Sa'aed ve arkadaşları (Sa'aed vd., 2015) yaptıkları bir çalışmada relapsa neden olabilecek devrilme ve ekstrüzyon olmadan maksiller azı dişlerinin distalizasyonunu gerçekleştirmenin zor olduğundan bahsetmiştir (Sa'aed vd., 2015).

Geleneksel olarak kullanılan headgearlar sınıf II tedavide başarılı sonuçlar göstermiştir (Kloehn, 1953; Mann vd., 2011). Esas etkisi maksiller molar dişlerin distale hareketi, maksiller iskeletsel gelişimin inhibisyonu ve maksiller rotasyonun birleşimiyle (Osvaldik-Trapl & Droschl, 1978; Poulton, 1967) olsa da hasta kooperasyonuna bağımlıdır ve görüntüsü dolayısı ile psikolojik olarak hastayı rahatsız eder. Ayrıca molar dişlerin kütleli olarak translasyon hareketini elde etmek de zordur (Mehra vd., 1998; Turbill vd., 2003).

Molar dişleri distalize etmek için headgearlar kullanıldığında, olumsuz yönlerinden kaçınmak için, distal jet, herbst ve yaylar gibi çeşitli intraoral apareyler geliştirilmiştir (Baccetti vd., 2009; Bolla vd., 2002; Chiu vd., 2005). Ancak, bu apareylerin bazı dezavantajları vardır; örneğin, distal jetin, distalizasyon sırasında molarların mezial rotasyonuna yol açtığı bilinmektedir ve pendulum apareyi, molarların distal tippingine, ankraj kaybına neden olmuştur Genel olarak, bu apareylerin yan etkileri reaktif kısımda kesici dişlerin ileri itimine neden olan ankraj kaybı, distal devrilme ve distalize edilen molarların rotasyonudur (Ghosh & Nanda, 1996; Sfondrini vd., 2002).

Günümüzde ortodontik tedavi sırasında estetik beklentisi yüksek olan hastalar için tedavi alternatiflerinden birisi şeffaf plaklardır. Şeffaf plaklar kullanımına başlanılan ilk zamanlarda sadece minimal diş hareketlerini gerçekleştirebilmekteydiler. Fakat günümüzde şeffaf plak firmaları geliştirdikleri yeni plak materyalleri ve ataşman denilen dişin üzerine uygulanan farklı şekil ve boyutlardaki kompozit eklentilerle birçok kapsamlı ortodontik tedaviyi de gerçekleştirebilmektedirler (Simon vd., 2014). Bu kapsamlı tedaviler içerisinde yer alan üst molar distalizasyonu, birçok çalışmaya göre şeffaf plakların en başarılı ve

kolay gerçekleştirilebilen diş hareketlerinden biri olarak ifade edilir. Distalizasyon yapılırken istenilen, dişin sagittal yöndeki hareketinin gerçekleşmesi olsa da transversal ve vertikal yönde istenmeyen hareketlerin gerçekleşmesi tedavinin yan etkisi olarak ifade edilebilir ve bunların engellenmesi gerekmektedir. Sabit mekaniklerde bu hareketleri dengelemek için birçok mekanik geliştirilmiştir. Fakat bu konuda şeffaf plaklar ile ilgili henüz az sayıda çalışma mevcuttur (Galan-Lopez vd., 2019; Garino vd., 2016; Simon vd., 2014).

Bu çalışma ile şeffaf plaklarla gerçekleştirilen üst molar distalizasyonunda, molar diş üzerine uygulanan 3 farklı kompozit ataşman tasarımının ve şeffaf plağa ait iki farklı gingival uzunluğun molar diş hareketine etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla hazırlanan modeller ile farklı ataşmanların ve plak uzunluklarının üst sağ maksiller birinci molar dişin distalizasyon hareketi üzerindeki etkisi incelenmiştir. Maksiller birinci molar dişteki distalizasyon hareketi; ataşman uygulanmadan, vertikal ataşman uygulanarak, 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşman ve ikili horizontal ataşman uygulanarak ve her bir ataşmanlı-ataşmansız modeli iki farklı plak uzunluğu ile kombine edilerek uygulandığı sekiz farklı model ile değerlendirilmiştir. Plak uzunlukları; dişteinde sonlanan plak ve dişetin 2 mm üzerinde sonlanan plak olarak uygulanmış ve oluşturulan modellerde 0,25 mm distalizasyon hareketi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen analiz sonucuna göre modellerin yer değiştirme miktarları ile periodontal ligamentte ve 1. molar dişte gerçekleşen von Mises stres değerleri ölçülmüştür.

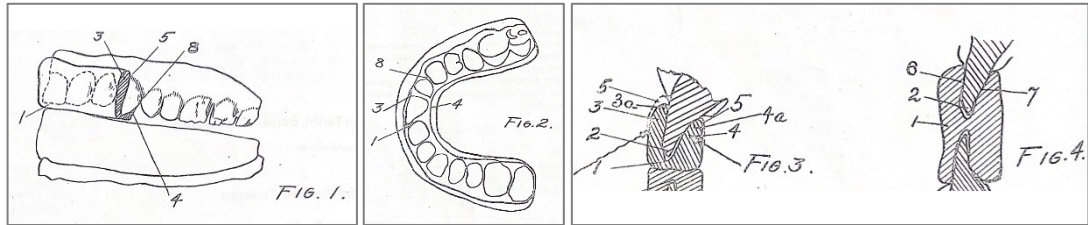
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Şeffaf Plakların Tarihsel Gelişimi

Günümüzde ortodontik tedaviyi gerçekleştirme amacı ile kullanılan şeffaf plaklar yeni bir uygulama gibi görünse de aslında geçmişi 20. yüzyılın başlarına kadar uzanmaktadır. 20. yüzyıl başlarından günümüze kadar şeffaf plaklarla ileri tedavi aşamalarını gerçekleştirme amacı ile geliştirilmiş birçok aparey ve yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır (Kesling, 1945; McNamara vd., 2001; Nahoum, 1964; Ponitz, 1971; Remensnyder, 1926; Sheridan vd., 2004).

2.1.1. Flex-O-Tite Apareyi

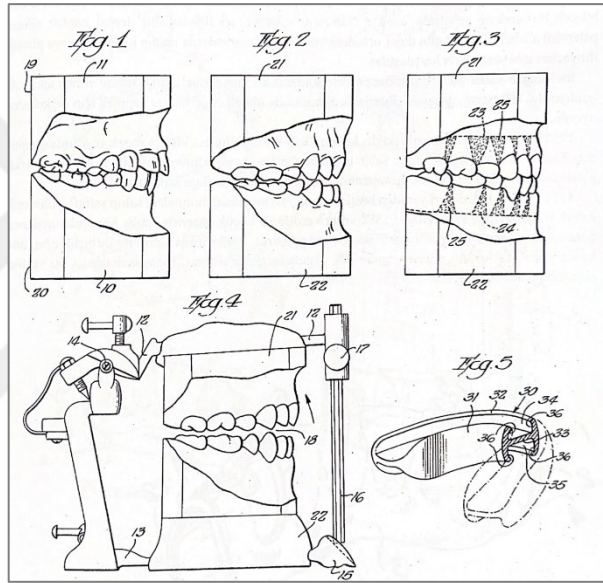
1926 yılında tanıtılan Flex-O-Tite apareyi aslında diş macunu ile birlikte diş etlerini uyarma ve masaj yapması amacı ile hastanın evde kullanabileceği bir aparey olarak Remensnyder tarafından geliştirilmiştir (Şekil 2.1). Bu aparey klinik kron ve marjinal diş etini kaplayacak şekilde kauçuk bir materyalden üretilmiştir. Bu apareyle masaj yapılarak diş etleri uyarılıp periodontal tedavi gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır (Remensnyder, 1926). Remensnyder, periodontal tedaviye yardımcı olma amacı ile tasarladığı bu ilk apareyin patentinin onaylanması ve hastalarda kullanımı sonrası yan etki olarak minör diş hareketleri gözlemlenmiş ve bunun sonucunda bu apareyin bir miktar istenilen diş hareketini de gerçekleştirebileceğini, dolayısı ile ortodontik amaca yönelik kullanılabileceği çıkarımını yapmıştır. Sonrasında bu ortodontik apareyi tasarlayarak yeni bir patent almıştır (Remonsnyder, 1949).



Şekil 2.1 Remensnyder'e Ait Patent Dosyasındaki Çizimler (Moya & Zafra, 2021)

2.1.2. Positioner Apareyi

1946 yılında Harold Kesling ortodontik tedavi sonrası retansiyon ve minör bitirme işlemlerini gerçekleştirme amacı ile geliştirdiği positioner aygıtını tanıtmıştır (Şekil 2.2). Alçı modeller üzerinde hareketi istenilen dişleri keserek ve sonrasında istediği konuma getirip balmumu ile sabitleyerek yeni diş modelleri oluşturmuş ve positioner apareyini de bu yeni modele göre üretmiştir. Bu şekilde balmumu ile hazırlanmış modeller yapılarak hazırlanacak bir dizi konumlandırıcı ile büyük diş hareketlerinin gerçekleştirilebileceği düşüncesinin temelini oluşturmuştur (Kesling, 1945).



Şekil 2.2 Postioner Aparey Tasarımı (Moya & Zafra, 2021)

2.1.3. Dental Kontür Apareyi

Vakumla üretilen ilk şeffaf plak benzeri apareylerin Nahoum tarafından geliştirildiği 1959'da belgelenmiştir. Nahoum, Dental Kontür Apareyi adını verdiği bu apareyin retansiyonda kullanılabileceğini ve minör ortodontik diş hareketlerini de gerçekleştirebileceğini ifade etmiştir. Özellikle minimal dental boşlukların kapatılması ve rotasyon düzeltimi gibi hareketlerin gerçekleştirilebileceğini öne sürmüştür. Fakat tüm hareketleri tek seferde gerçekleştiremeyeceğini öngörerek, Kesling'in sıralı bir şekilde üretilen aparey fikrini temel almıştır (Nahoum, 1964).

2.1.4. Ponitz'in Tasarladığı Şeffaf Retainer Apareyi

Robert John Ponitz 1971 yılında ortodontik vakaların bitimi ve retansiyon aşamasında kullanılabilecek vakumla şekillendirilen şeffaf, plastik bir aparey önermiştir (Ponitz, 1971). Selüloz asetat bütirat, poliüretan, polivinilasetat-polietilen polimerden ve polikarbonat-sikolak ve lateks karışımından oluşan bu apareyin üretim süreci, şeffaf bir plastik malzeme halini alan bu karışımın önce bir fırında ısıtılmasını ve sonra dental modelin üzerine uygulanarak o modelin şekline gelmesi için bir vakum ünitesinin kullanılmasını içeriyordu. Şeffaf Retainer'ın oluşturulmasından önce mum kullanılarak dişlerin alçı üzerinde yeni yerlerine alınıp sonrasında mumla sabitlenebileceğini ve böylece hastanın dişlerinin üretilen bu aparey aracılığıyla hareket ettirilebileceğini öne sürmüştür. Bu şeffaf retainerların başlıca avantajlarını; üretimlerinin kolay olması, uygulama hızı, klinik uygulama süresinin minimal olması ve ısı tabancalarıyla tamir edilebilirlik olarak sıralamıştır. Bu apareyler aynı zamanda brüksizm, oklüzal travma, geçici parsiyel protez, cerrahi splint olarak da kullanılmıştır (Godwin, 1962; Hor & Keyes, 1964).

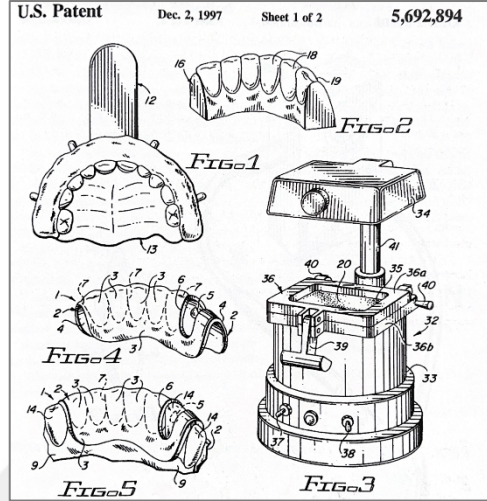
2.1.5. McNamara'nın Tasarladığı Şeffaf Retainer Apareyi

1985 yılında James A. McNamara, Pointz'in şeffaf retainer üretme tekniğini biraz daha geliştirmiş ve Biostar şekillendirme cihazı ile 1 mm kalınlığında Biocryl™ polimerleri kullanarak şeffaf bir retainer üretilebileceğini belirtmiştir. Pointz'in uyguladığı vakumlu basınç cihazı yerine, termoplastik Biocryl™'i döküm yüzeyine uyumlamak için pozitif hava basıncı kullanmıştır. Fakat McNamara şeffaf retainerların tüm avantajlarının yanı sıra, geleneksel akrilik veya sabit pekiştirme apareyleri ile uzun vadede aynı dayanıma sahip olmadığını da belirtmiştir (McNamara vd., 2001).

2.1.6. Essix Retainer Apareyi

1993'te John Joseph Sheridan ESSİX Plağı olarak bilinen şeffaf termoplastik plakları tasarlamıştır (Şekil 2.3). Plaklar 0,030 inçlik bir termoplastik kopolyester tabakası kullanılarak üretilmiştir. Termoform aşaması için, kalınlığı 0,015 inç'e düşürecek bir pozitif hava basıncı uygulamasını önermiştir (Sheridan vd., 1993). Sheridan, sıralı modellerle bir çok plak üretimi yerine tek plağın uyumlanması ile diş

hareketlerinin gerçekleştirilmesini amaçlamıştır. Pensler ve alçı modelde diş yüzeyine uygulanan aşındırmalar ile kuvvet oluşturulması hedeflenmiştir. Fakat en önemli limitasyonu plakların ancak iki ya da üç milimetreye kadar diş hareketi gerçekleştirebilmesidir (Sheridan vd., 2004).



Şekil 2.3 Essix Retainer'a Ait Patent Dosyası İçeriği (Moya & Zafra, 2021)

Görüldüğü üzere, ortodontide şeffaf plak uygulamaları onlarca yıldır var olmasına rağmen, planlama ve üretim süreçleri, sıralı mumlu setuplar gibi sıkıcı ve zahmetli prosedürler yoluyla manuel olarak yapılmıştır (Barone vd., 2017). Bu şekildeki üretim süreçlerinin en büyük handikapı, tedavi seçeneklerinin yalnızca küçük maloklüzyonlarla sınırlı olması ve bu nedenle kapsamlı ortodontik tedaviler için kullanılamamasıdır.

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretimdeki (CAD/CAM) ve hızlı prototipleme tekniklerindeki son gelişmeler, tedavi planlamasına ve şeffaf termoplastik plakların imalatında endüstriyel bir yaklaşıma izin vermiştir (Beers vd., 2003; Martorelli vd., 2013).

2.1.7 CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) Sistemleri

Günümüzde ortodontik tedavi amacına hizmet eden şeffaf plaklar, şeffaf ve termoplastik polimerik malzemeler kullanılarak, her bir bireyin bireysel dental arklarına göre özel olarak üretilmektedir (Boyd & Waskalic, 2001). Bu şekilde

gerçekleşen üretimlerde, çok sayıda ardışık plak kullanarak, ilgili dişlerin önceden belirlenmiş bir miktarda, adım adım hareket ettirildiği ortodontik diş hareketi sağlanması amaçlanır. Şeffaf plakların kuvvet sistemi, plağın şekli ile mevcut dental ark arasında önceden belirlenmiş bir geometrik uyumsuzluk varlığında etkinleşir ve plakların etkinliği termoplastik malzemenin mekanik özelliklerine, plakların kalınlığına, aktivasyon miktarının yanı sıra yardımcı elemanların eklenmesine bağlı olarak değişiklik gösterebilir (Barone vd., 2017).

Bilgisayar destekli üretime dayalı gelişen süreç, hastaların dental arklarının 3 boyutlu rekonstrüksiyonundan plakların üretimine kadar birçok adımı içerir. Dijital rekonstrüksiyonlar, ağız içi tarama veya bir çalışma modelinin dijital taraması yoluyla gerçekleştirilebilir (Cuperus vd., 2012). Daha sonra, dijitalleştirilmiş 3 boyutlu dental modeller, bilgisayar algoritması tarafından ayrı klinik kronlar olarak bölümlere ayrılmaktadır. Ortodontik tedavi planı daha sonrasında geliştirilir ve CAD yazılımı tarafından bir dizi küçük hareketlere bölünür. Tedavinin her aşamasında dişlerin fiziksel modellerinin üretimi hızlı prototipleme tekniği kullanılarak 3D yazıcılarla gerçekleştirilir (Beers vd., 2003; Martorelli vd., 2013). Kişiyi özel plaklar daha sonra bir termoform prosesi kullanılarak üretilir ve nihai konfigürasyonlara göre düzeltilir (Barone vd., 2017).

Günümüzde birçok şeffaf plak firması bu şekilde tedavi olanağı sunmaktadır. Bunlardan bazılarını Align Technology'e ait Invisalign, Straumann'a ait Clearcorrect, ORMCO'ya ait SPARK, Dentsply'a ait SureSmile örnek verilebilir. (Moya & Zafra, 2021)

2.2. Şeffaf Plaklarla Tedavi Süreci

Şeffaf plaklarla tedavi sürecini daha anlaşılabilir bir şekilde ifade edebilmek amacı ile bu hizmeti sağlayan firmalar üzerinden gerçekleştirilen aşamaları değerlendirmek gerekir. Bu firmaların en yaygın kullanılanı Invisalign'dir (Hennessy & Al-Awadhi, 2016).

2.2.1. Invisalign™ Sistemi

Align Technology (Align Technology, Inc. Santa Clara, California) firması 1997 yılındaki kuruluşundan kısa bir süre sonra Invisalign sistemini tanıtmıştır (Vlaskalic & Boyd, 2002).

Invisalign sisteminin uygulanması için öncelikle ortodontist, hastaya ait ölçü kayıtlarını, bir panoramik radyografi, bir lateral sefalometrik radyografi ve hastaya ait fotoğrafları ve reçete adı verilen öncelikli tedavi planlamasını Align teknoloji laboratuvarlarına göndermelidir. Ağız içi kayıtlar polivinilsiloksan (PVS) ölçü maddesi ile alınıp kargo yolu ile iletilebildiği gibi, ağız içi tarayıcı cihazlarla alınan dijital ölçüler, internet sitesi ve programlar aracılığıyla direkt olarak da firmaya iletilebilir. Ölçüler Align Technology laboratuvarlarına ulaştıktan sonra, teknisyenler ilgili verileri firmanın geliştirmiş olduğu yazılım programına aktararak üç boyutlu model eldesini sağlarlar. Yazılım, hekimin göndermiş olduğu kayıtları ve tedavi planlamasını kullanarak, en iyi ortodontik hedefleri ve aşamaları elde etmek için klinisyen tarafından incelenmek üzere tedavi sonunda elde edilmek istenen okluziyona yönelik diş hareketlerinin aşamalı bir simülasyonunu oluşturur. Bu simülasyonda tedavi başı dental durum, ara aşamalarındaki tedavi durumu ve tedavi sonundaki okluziyon detaylı bir şekilde görsel olarak hekime aktarılır. Hekim ilgili simülasyonu detaylı bir şekilde inceledikten sonra ilgili planda değişiklikler yapabilir, interproksimal redüksiyon (IPR) ya da ataşman gibi ek mekanikleri ekleyip çıkarabilir. Nihai planlamaya ulaştığını düşünen hekim vakayı onaylayarak plakların üretim sürecini başlatabilir (Moya & Zafra, 2021), (Shah, 2020).

Şeffaf plaklar şeffaf termoplastik bir malzeme olan poliüretandan yapılmıştır. Esneklik, şeffaflık, kırılma direnci ve hafif kuvvet uygulama yeteneği gibi özellikleri nedeniyle bu malzeme tercih edilir. Bazı üretici şirketler, diğerleri arasında polietilen tereftalat glikol ile modifiye edilmiş (PET-G), polipropilen, polikarbonat (PC), etilen vinilasetat, Zendura (sert poliüretan) kullanmaktadır. 2013 yılında çok katmanlı polietilen ve kopolyester malzeme olan SmartTrack, Invisalign tarafından piyasaya sürülmüştür (Shah, 2020).

2.2.2. İn-house Şeffaf Plaklar

Şeffaf plak firmalarının fiyatlarının yüksek bulunması, hastanın tedavisine başlanması için gereken materyal gönderim süreci ve sonrasında gereken laboratuvar işlemleri gibi olumsuzluklar nedeni ile uygulayıcılar şeffaf plakları kendi kliniklerinde kendileri üretmeye başlamışlardır (Eliades, 2021; Padmanabhan, 2016). Bu şekilde üretilen plakların daha düşük maliyetle basitleştirilmiş bir iş akışı sağlamakta olduğu ifade edilir (Olson, 2020).

Plak üretimi için üretilen tüm ortodontik yazılım programları, şeffaf plak tasarımında benzer bir iş akışına sahiptir. İn-house plakların üretim sürecinde gerçekleştirilen aşamalar aşağıda belirtilmiştir;

1. Ölçü modellerin ya da ağız içi taramanın bilgisayar ortamına aktarılması (Rossini vd., 2015)
2. Mevcut okluzyonun sanal oramda ayarlanması (Dastoori vd., 2018)
3. Sınır temizliği ve model base oluşturulması,
4. Dişlerin numaralandırılması ve ayrı ayrı hareket sağlanabilmesi için, dişlerin segmentasyonu (Rebong RE)
5. Diş referans eksenlerinin tanımlanması (Camardella vd., 2017)
6. Dental arkların sanal olarak uyumlandırılması, dişlere sanal olarak istenilen hareketlerin verilmesi ve ataşman gibi eklentilerin yerleştirilmesi (Camardella LT vd., 2017)
7. Düzenlenen verilerin plak üretim sürecinin başlatılabilmesi için dışa aktarılması (Can vd., 2022)
8. Aşamalandırılmış diş modellerinin üç boyutlu olarak yapılması (Bu aşama direkt olarak plağın basıldığı üretim tipinde gerçekleştirilmez) (Can vd., 2022)
9. Plakların vakumlu termoform süreci ile şekillendirilmesi (Weckmann vd., 2020).

Her ne kadar hekimlerin kendi kliniklerinde şeffaf plak üretimini gerçekleştirecek olması iyi gibi görünse de in-house şeffaf plaklarının mekanik özellikleri, kimyasal bileşimi, biyoyumluluğu ve kuvvetlerin uyguladığı kuvvet hakkında bilgiler eksiktir veya çok sınırlıdır (Can vd., 2022).

2.3. Şeffaf Plak Nesilleri

Şeffaf plaklar, çeşitli maloklüzyonları daha estetik, rahat ve etkili bir şekilde tedavi etmek için geliştirilmiş klinik etkinlik arayışında yıllar içinde birçok dönüşümden geçmiştir. Invisalign firmasına ait şeffaf plakların bu dönüşümleri Hennessy ve Al-Awadhi (Hennessy & Al-Awadhi, 2016), Ganta (Ganta vd., 2021), Moshiri (Moshiri vd., 2021) ve Wajekar (Wajekar vd., 2022) tarafından sekiz kuşak şeffaf plak olarak özetlenmiş ve incelenmiştir (Bichu; Hennessy & Al-Awadhi, 2016; Moshiri vd., 2021; Wajekar vd., 2022).

2.3.1. Birinci Nesil Şeffaf Plak Sistemleri

Bu sistemlerin en eski olanları, yalnızca aligner plakları içerip herhangi bir yardımcı eleman içermemekteydi (Hennessy & Al-Awadhi, 2016). Bu plaklarla ilgili yapılan sınırlı araştırmalardan biri olan Djeu ve ark.'nın (Djeu vd., 2005) 2005 yılında yaptıkları bir çalışmada, American Board of Orthodontics (ABO) objektif derecelendirme sistemini kullanarak, farklı tedavi sistemleri tarafından üretilen sonuçlar değerlendirilmiştir. 1. Jenerasyon şeffaf plaklar marjinal sırtların hizalanması ve kök angulasyonu için sabit apareylerle benzer sonuçlara sahip bulunmuş fakat bukkolingual eğim oklüzal temasların düzeltimi ve overjetin azaltılmasında sabit apareylerin önemli ölçüde daha iyi sonuçlara sahip olduğunu bildirmişlerdir. Buna ek olarak orta ve şiddetli maloklüzyon tedavisinde sabit apareyleri önermişlerdir (Hennessy & Al-Awadhi, 2016).

2.3.2. İkinci Nesil Şeffaf Plak Sistemleri

Şeffaf plak sistemleri geliştikçe üreticiler, diş hareketini artırabilmek için ataşman kullanımını önermişlerdir. Klinisyenler dişlerin üzerine kompozit rezinden uygulanan bu eklentileri uygulayabilir, üreticilerden talep edebilir ve ayrıca şeffaf plaklarla intermaksiller elastik kullanımı da sağlayabilirler (Hennessy & Al-Awadhi, 2016). “Optimize edilmiş ataşmanlar”, “güç sırtı”, ve interproximal redüksiyon (IPR) gibi diğer özellikler Invisalign sisteminde evrensel hale getirilmiştir. Poliüretan metilen difenil diizosiyanat 1.6-heksandiol'den yapılan, güvenlik ve biyouyumluluk açısından test edilmiş, vücuda yerleştirilebilir tıbbi sınıf bir polimer olan tek katmanlı

bir polimer malzeme Exceed30 (EX 30) kullanılmaya başlanmıştır (Eliades & Bourauel, 2005).

2.3.3. Üçüncü Nesil Şeffaf Plak Sistemleri

Tedavi sonuçlarını iyileştirmek ve şeffaf plaklarla diş hareketlerinin kontrolünün daha iyi sağlanabilmesi amacı ile plakların kuvvet iletme şekillerini değiştirmeye yönelik girişimlerde bulunulmuştur. Ekstrüzyonların, derotasyonların ve kök hareketleri gibi zorlayıcı hareketlerin gerekli olduğu yerlerde, ataşmanlar artık üreticinin yazılımı tarafından otomatik yerleştirilmektedir. Kök torku istenilen yerlerde, plaklar üzerine girintiler olacak şekilde üretilir. Ayrıca uygulayıcı da, zor olacağını düşündüğü hareketlerde ilgili dişlere belirli ataşmanların eklenmesini talep edebilir. Ayrıca Sınıf II ve Sınıf III interark elastiklerine yardımcı olmak için plak üzerinde yeni hassas kesimler de tanıtılmıştır (Hennessy & Al-Awadhi, 2016).

2.3.4. Dördüncü Nesil Şeffaf Plak Sistemleri

2011'de, birden fazla dişte geliştirilmiş optimize ekstrüzyon ataşmanları ile açık kapanış vakalarında klinik sonuçları kolaylaştırmak için dördüncü nesil ataşmanlar piyasaya sürülmüştür. Üst lateral dişler için ekstrüzyonu rotasyon ile ve/veya kron tippingi ile birlikte gerçekleştirilebilmesi için çok düzlemli hareket özellikleri geliştirilmiştir. Kanin dişlerinin ve santral kesici dişlerin daha iyi meziodistal kök kontrolü için optimize edilmiş kök kontrol ataşmanları kullanılmaya başlanmıştır (Bichu vd., 2023).

2013'ten beri EX 30 materyali, SmartTrack™ (LD30) adı verilen yeni çok katmanlı aromatik termoplastik poliüretan/ko-polyester malzeme ile değiştirilmiştir. Bu yeni malzeme, hastaların kullanımını kolaylaştıran hafif ve daha sabit bir kuvvet, daha uzun süreli etki ve gelişmiş bağlanma gibi daha iyi performans sağladığı ifade edilmiştir. EX30 ile karşılaştırıldığında, LD30'un ortodontik kuvvetlerin uygulanmasında daha fazla tutarlılığa, daha fazla esnekliğe, kimyasal stabiliteye ve hatta daha hassas ve rahat bir plak uyumuna sahip olduğu ifade edilmektedir (Brascher vd, 2016; Liu vd., 2016).

2.3.5. Beşinci Nesil Şeffaf Plak Sistemleri

2013'ün sonlarında, beşinci nesil plak sisteminin, üst ve alt ön dişlerin lingualinde basınç alanları, üst kesici dişlerin lingualinde hassas ısırma rampaları ve küçük azı dişlerinin lingualine konik kubbe şeklinde retansiyon ataşmanları yerleştirilmesi ile derin kapanış düzeltmesinin tahmin edilebilirliğini iyileştirdiği belirtilmiştir (Bichu vd., 2023). Bununla birlikte, Blundell ve ark. (Blundell vd. 2022) hassas ısırma rampalarının kullanımının, EX30 malzemeleriyle karşılaştırıldığında, “SmartTrack” malzemesinin overbite’ı tahmin edilebilir şekilde açma yeteneğini önemli ölçüde geliştirmediğini bulmuşlardır.

2.3.6. Altıncı Nesil Şeffaf Plak Sistemleri

2014'ün sonlarında, maksimum ankraj için planlanan çekimli tedavilerde diş hareketlerinin hareketini optimize eden dikey kontrol ve kök paralelliği sağlamak için yeni “SmartStage™” teknolojisi ve “SmartForce™” özellikleri kullanılarak birinci premolar çekimli ortodontik tedaviler için altıncı nesil şeffaf plak sistemi tanıtılmıştır (Bichu vd., 2023).

2.3.7. Yedinci Nesil Şeffaf Plak Sistemleri

Diş hareketlerinde daha fazla kontrol sağlamak ve tedavi sonuçlarını iyileştirmek için tasarlanmış bir dizi özellik olan Invisalign jenerasyon 7, özellikle genç hastalar için 2016 yılında piyasaya sürülmüştür. Üst lateral kesici dişlerde daha iyi diş hareket kontrolü sağlamayı ve etkili kök kontrolünü ve posterior açık kapanışların önlenmesine yönelik özellikleri iyileştirmeyi amaçlamıştır (Bichu vd., 2023).

2.3.8. Sekizinci Nesil Şeffaf Plak Sistemleri

2020'nin sonlarına doğru, anterior intrüzyon için “SmartForce” plak aktivasyonu ve Spee Eğrisini dengelemek için ClinCheck yazılım kurulumundaki iyileştirmeler ile derin kapanış düzeltmesinin öngörülebilirliğini daha da iyileştirmeyi amaçlayan sekizinci nesil geliştirmeler duyurulmuştur. Ayrıca bu nesil kronun bukkale devrilme riskini azaltmak için optimize edilmiş ekspansiyon desteği ve rotasyon

ataşmanları ile posterior ark genişlemesi sırasında istenmeyen kron tippingini en aza indirmek amaçlı geliştirilmiştir.

2020'nin sonlarına doğru, anterior intrüzyon için SmartForce plak aktivasyonu ve spee eğrisini dengelemek için ClinCheck yazılım kurulumundaki iyileştirmeler ile derin kapanış düzeltmesinin öngörülebilirliğini daha da iyileştirmeyi amaçlayan sekizinci nesil geliştirmeler duyurulmuştur. Sekizinci neslin ayrıca bukkal kron devrilmesini azaltmak için optimize edilmiş genişleme desteği ve rotasyon ataşmanları ile posterior ark genişlemesi sırasında istenmeyen kron tippingini en aza indirdiği belirtilmiştir (Bichu vd., 2023).

2.4. Yardımcı Eklentiler ve Aşındırma (IPR) Prensipleri

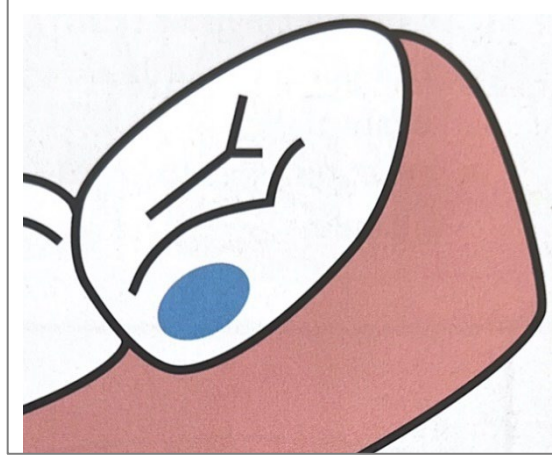
2.4.1. Kompozit Ataşmanlar

Ataşmanlar, ya retansiyon ya da belirli hareketleri kolaylaştırmak için undercut alanlarını geliştiren, diş yüzeyine yapılan küçük kompozit eklentilerdir.

- *Geleneksel (Konvansiyonel) Ataşmanlar:* Bunlar, mevcut seçeneklerden ortodontistin kendisi tarafından seçilir. Bu nedenle, aynı zamanda hekim tarafından reçete edilen ataşmanlar olarak da adlandırılırlar (Graber, 2012; Hennessy & Al-Awadhi, 2016).

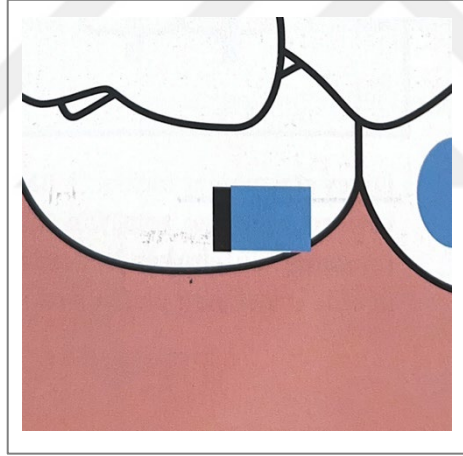
Geleneksel ataşmanlar, plağın dişe tutunmasını artırma amaçlı kullanılan pasif ataşmanlardır (Moya & Zafra, 2021). Temelde üç tür geleneksel ataşman vardır:

- *Elipsoid ataşmanlar:* Plağın dişte kapladığı yüzey alanı, dişin klinik kronunun azlığı ya da dişin eğimi sonucu yetersizse, tutunma ve ankrajı artırma amaçlı bu ataşmanlar kullanılır (Şekil 2.4).



Şekil 2.4 *Elipsoid Ataşman (Moya & Zafra, 2021)*

- *Dikdörtgen ataşmanlar:* Pasif olup dikey ya da yatay olarak yerleştirilebilirler. Yatay Dikdörtgen Ataşman; kök tork hareketlerine yardımcı olma amaçlı ve kısa kronlarda tutunmayı artırma amaçlı kullanılabilirler (Şekil 2.5).



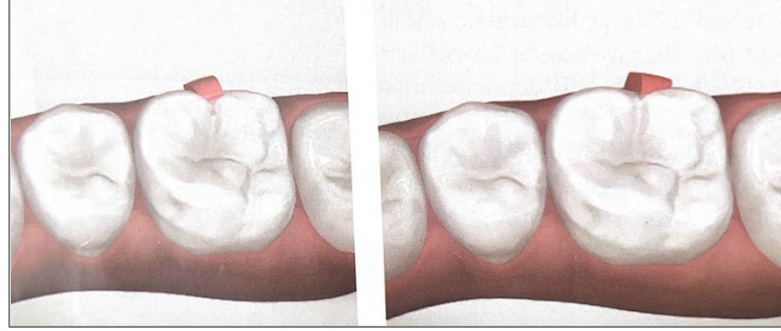
Şekil 2.5 *Yatay Dikdörtgen Ataşman (Moya & Zafra, 2021)*

Dikey Dikdörtgen Ataşman; örnek olarak bir alt keser diş çekimi vakasında boşluk kapatma esnasında dişin angulasyonuna yardımcı olma amaçlı kullanılabilirler.

- *Eğimli ataşmanlar:* Hem yatay hem de dikey ataşmanlara eğim verilerek elde edilebilirler.

İlgili eğimler yatay ataşmanlarda okluzo-gingival yönlerde olabilir. Örneğin intrüzyon esnasında intrüze edilmek istenen diş üzerine oklüzale eğimli bir yatay ataşman kullanılabilir. Bunun tam tersi olarak, ekstrüze edilmek istenen diş üzerine gingivale eğimli bir yatay ataşman eklenilebilir. Dikey ataşmanların eğimlendirilmesi

ise meziale ya da distale eğimli olacak şekilde yapılabilir (Şekil 2.6). Bu ataşmanlardan meziale eğimli dikey ataşmanlar daha çok mezial rotasyona sahip dişlerde, distale eğimli ataşmanlar ise distal rotasyona sahip dişlerde rotasyon düzeltimine yardımcı olma amaçlı kullanılır.



Şekil 2.6 Eğimli Ataşman (Moya & Zafra, 2021)

- *Optimize Edilmiş Ataşmanlar*: Bunlar, gelişmiş bir dizi yazılım aracı tarafından otomatik olarak oluşturulur. Şekilleri bilgisayar kodları veya algoritmalar tarafından belirlenir. Rotasyon, ekstrüzyon ve kök angulasyon düzeltimi için tasarlanmış dişlere özel ataşmanlardır. Klinisyen tarafından eklenemeyip, gerçekleştirilmesi nispeten zor olan hareketler planlanan dişlere yazılım tarafından otomatik olarak eklenir (Moya & Zafra, 2021).

2.4.2. Güç Çıkıntıları

Gerçekleştirilmesi planlanan hareketi elde etmeye yardımcı olmak için plaklara yerleştirilen çıkıntılardır. Tek başlarına yerleştirilebilirler ve ataşmanlarla uyumlu değildirler. Örnek olarak kesici dişlerde gerçekleştirilecek olan tork hareketi için oluşturulan bir kuvvet çiftini sabitleyiciler (Moya & Zafra, 2021).

2.4.3. Basınç Noktaları

Gerçekleştirilmesi planlanan hareketi elde etmeye yardımcı olmak için plaklara yerleştirilen çıkıntılardır. Örnek olarak dişlerin rotasyonunu veya intrüzyonunu desteklemek için ataşmanlarla kombinasyon şeklinde eklenebilir (Moya & Zafra, 2021).

2.4.4. İnter Proksimal Redüksiyon (IPR)

Ortodontide yer kazanmak için birçok farklı teknik vardır. Çekimli tedavi bazı klinik durumlarda tercih edilen çözümü temsil eden bir karardır, aksi takdirde üst çenenin genişletilmesi sağlıklı dişlerin çekilmesini önlemek için en çok kullanılan yöntemlerden biridir (Cerruto C vd., 2007; Lo Giudice A vd. 2020; Maspero vd. 2019). Klinisyenler ayrıca klinik ihtiyaçlara ve hastanın başlangıç durumuna göre posterior dişlerin distalizasyonuna veya anterior dişlerin proklinasyonuna da güvenebilirler. Son yıllarda, giderek artan sayıda ortodonti uzmanı ilgi alanlarını çekimsiz tedaviye odaklamış ve daha önce bahsedilen farklı seçenekler arasında interproksimal redüksiyon (IPR) araştırmacılar tarafından yaygın olarak kabul görmüştür (Gómez-Aguirre J vd., 2022). Ayrıca ortodontik tedavide kesici dişleri hizalamak ve uzun vadede hizalamayı korumak için daha fazla alan elde etmek amacıyla yaygın olarak uygulanan bir tekniktir (Arman A vd., 2006; Zhong vd., 2000).

IPR, dişlerin veya restorasyonların mezial ve distal yüzeylerinden başlangıç mine kalınlığının %50'sinden fazlasının aşındırılmaması ve daha sonra pürüzsüz ve temiz yüzeyler elde etmek için ortaya çıkan alanların düzenlenmesi ile gerçekleştirilir. Aşındırılan mine miktarı, prosedüre dahil olan dişlerin mezio-distal çaplarına bağlıdır (Zingler vd., 2016).

Genel olarak, bu prosedür alt kesici dişlerde daha yaygındır, çünkü bu dişler genellikle aşındırma yapmak için uygun bir mezio-distal/bukkolingual indeks ile üçgen bir şekle sahiptir ancak bazen posterior dişlerde de yapılması gerekir (Peck & Peck, 1972).

Sheridan'a (Sheridan, 1993) göre, klinisyenler beş anterior kontakta mine redüksiyonu ile 2,5 mm ve sekiz bukkal kontak düşünüldüğünde 6,4 mm boşluk elde edebilirler.

IPR prosedürünün ana endikasyonları, üst ve alt ark (Bolton İndeksi) arasındaki diş boyutu farklılıklarının giderilmesi, hafif veya orta dereceli çapraşıklık tedavisi, dişeti konturunun normalleştirilmesi, Spee eğrisinin düzeltilmesi, ortodontik tedavinin sonunda stabilitenin artırılmasıyla nüksün önlenmesi ve interdental dişeti çekilmesine bağlı "siyah üçgenlerin" kaldırılmasıyla proksimal kontakların yeniden şekillendirilmesidir (Arman vd., 2006).

Ortodontistlere bu prosedürü uygulamada yardımcı olmak için, IPR kitleri genellikle aşındırma prosedürü sırasında doğrudan hastalar üzerinde mine azaltma miktarını kontrol etmek için kalınlık cetvelleri içerir. Buna rağmen, Jonher ve arkadaşlarının (Johner vd. 2013) da altını çizdiği gibi, aşındırılması amaçlanan mine miktarı ile gerçekte aşındırılan mine miktarı arasında genellikle farklılıklar vardır. Bu durum mine sertliği, klinisyenin uyguladığı basınç, aşındırma işlemi gerçekleştirilmek için geçen zaman ve ayrıca aşındırmayı yapmak için kullanılan aşındırıcının türü gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (Danesh vd., 2007).

Günümüzde klinisyenler için, geleneksel el tipi aşındırıcı şeritler, tungsten karbit, elmas frezler, bir el aleti üzerinde salınlı elmas kaplı diskler veya motorlu aşındırıcı şeritler gibi motorlu IPR sistemlerinden daha yeni sonik aktive edilmiş elmas kaplı uçlara kadar çeşitli aşındırma teknikleri mevcuttur (Arman vd., 2006).

Sheridan (Sheridan, 1993) Air Rotor Stripping (ARS) adı verilen ve özellikle molar ve premolar dişler olmak üzere posterior dişlerde aşındırma işlemine odaklanan bir yöntem tanımlamıştır. Farklı çalışmalar ARS'nin diş çapraşıklıklarının tedavisinde yararlı olduğunu göstermiştir, çünkü posterior boşluk oluşturarak ark uzunluğunu yaklaşık 6,4 mm arttırır. Bazı çalışmalarda ARS prosedüründen yaklaşık bir yıl sonra mine remineralizasyonunun gerçekleştiğini bildirmiştir (Arman vd., 2006 ; El-Mangoury vd., 1991; Koretsi vd., 2014; Zachrisson vd., 2011), ancak aşındırma işleminden sonra frez ve polisaj diskleri kullanıldıktan sonra bile %100 iyi cilalanmış yüzeyler elde etmenin imkansız olduğu belirtilmiştir (Danesh vd., 2007; Johner vd., 2013; Piacentini vd., 1996; Zhong vd., 2000). Zachrisson ve arkadaşlarına göre (Zachrisson vd., 2007), mine yüzeylerini güvenli bir şekilde aşındırmak için aşındırma işlemi sırasında yeterli su ve hava soğutması kullanılması çok önemlidir.

2.5. Şeffaf Plakların Biyomekaniği

2.5.1. Kuvvet

Braketlerle yapılan geleneksel ortodontik tedavi ile karşılaştırılacak olursa, şeffaf plaklar dişleri iterek kuvvet oluştururken, sabit ortodontik tedavide kuvvet çekme yolu ile oluşur. Sabit tedavi ile dişe uygulanan kuvvet, ark telinin esnekliğine ve dişe bağlanmak için maruz kaldığı bükülme miktarına bağlıdır. Bunun tersine,

şeffaf plaklarla dişlere itme kuvveti uygulanarak diş hareketleri gerçekleştirilir. Dişlerin ağız içi konumları ve üretilen plaklar arasında minimal boyut farklılıkları bulunmaktadır. Bu sayede dişler üzerine yerleştirilen plak deforme olur ve plak malzemesindeki elastikiyet diş yansırsın. Bu şekilde diş kuvvet iletilir ve diş hareket eder (Tai, 2018).

2.5.2. Bağlanma

Sabit ortodontik tedavide, braketin slotuna yerleştirilen teller aracılığı ile dişlerle bağlanma sağlanır. Ark telinin sertliği ve kalınlığı arttıkça bağlanma da artar. Şeffaf plaklar ise dişlerin klinik kronlarının tüm yüzeylerini sararak bağlanma oluşturur. Diş saran plak malzemesi ne kadar fazlaysa bağlanma da o kadar iyi olur. Bu nedenle dişin klinik kronları ne kadar uzun ve geniş yüzey alanına sahipse o kadar iyi bağlanma sağlanır ve böylelikle diş hareketi daha iyi gerçekleşir. Buna karşılık örneğin kama lateral gibi klinik kronu küçük olan dişlerde, plağın sardığı yüzey alanını artırabilmek amacı ile ataşman eklemesi yapılabilir (Tai, 2018).

2.5.3. Ankraj

Sabit mekaniklerde, çoğunlukla bir diş grubu diğer bir diş grubu için ankraj ünitesi görevi görür. Örnek olarak; birinci premolar çekimli bir vakada çekim bölgesindeki boşluk kapatılırken posterior dişler anterior dişler için bir ankraj ünitesi olarak görev yapar. Aynı şekilde anterior dişler de posterior dişler için aynı görevi görür. Fakat posterior bölgedeki dişlerin kök yüzey alanı toplamı anterior dişlerdekinden daha fazla olacağı için, anterior dişler posterior dişlerden daha fazla hareket eder (Tai, 2018).

Şeffaf plaklarla gerçekleştirilen ortodontik tedavide, ankraj bölgeleri önceden belirlenebilir ve tedavinin farklı aşamalarında ankraj ünitesi için seçilen bölge değiştirilebilir. Bu da şeffaf plaklarla ankraj kontrolünü avantajlı hale getirir, çünkü ankraj alınan dişler tedavinin farklı aşamalarında hareketsiz hale getirilebilir veya ankraj bölgesi başka bir bölge ile değiştirilebilir (Tai, 2018).

Aşamalandırma

Aşamalandırma ya da evreleme, dişlerin şeffaf plaklarla hareket ettirilme sırası ve hızıdır. Dişlerin başlangıç ve istenen son konumuna karar verildikten sonra, ikisi arasında düzeltme yolları tasarlanır. Daha sonra dişleri düzeltme yolu boyunca çeşitli pozisyonlara hareket ettirmek için çoklu şeffaf plaklar üretilir. Aşamalandırma aşağıdaki türlerdendir:

Segmentli Aşamalandırma: Segmentli aşamalandırmada, ankraj sağlayan küçük bir grup diş hareket ettirilir ve diğer grup sabit tutulur.

Eşzamanlı Aşamalandırma: X aşamalandırma olarak da bilinir. Bir arkın tüm dişleri, başlangıçtan son aşamaya kadar birlikte hareket ettirilir.

V-Aşamalandırma: Bu, maksiller arklar içindir. Maksiller azı dişlerinin distalizasyonu ile başlar, bunu premolarlar takip eder ve ön dişlerin retraksiyonu ile biter.

A-Aşamalandırma: Bu, V-aşamalandırmanın tersidir ve hem maksiller hem de mandibular arklarda kullanılabilir. Ön dişlerin anterior yönde hareketi ve ardından arka dişlerin hareketi ile karakterizedir.

M-Aşamalandırma: Bu seçenek, premolar çekim vakaları için kullanılır. Bu aşamalandırma modeli, çekim boşluklarının kapatılmasıyla başlar, ardından seviyelendirme ve hizalama yapılır.

Şeffaf plaklara ataşmanlar, güç çıkıntıları ve yardımcı eklentiler kullanılarak karmaşık diş hareketlerini gerçekleştirmek için tasarlanıp kullanılabilir (Graber, 2012).

2.6. Şeffaf Plaklarla Maksiller Molar Distalizasyonu

Şeffaf plaklarla gerçekleştirilen kapsamlı ortodontik tedaviler içerisinde yer alan maksiller molar distalizasyonu, birçok çalışmaya göre şeffaf plakların başarılı ve kolay şekilde gerçekleştirebildiği diş hareketlerinden biri olarak ifade edilir (Galan-Lopez vd., 2019; Garino vd., 2016; Simon vd., 2014).

Şeffaf plaklarda distalizasyon hareketi aşamalı (sekanslı) olarak gerçekleştirilir. Sekanslı distalizasyon genellikle “V şekilli” aşamalandırma olarak da isimlendirilir. Sekanslı distalizasyon, yarım tüberkül boyundaki bukkal malokluzyonları düzeltmenin öngörülebilir bir yoludur. Bu diş hareketlerine yardımcı olmak üzere ankrajı güçlendirmek için sınıf II veya sınıf III elastik kullanımı bu harekete destek olarak eklenebilir. Sekanslı distalizasyonda önce en arkadaki azı dişinin hareketine başlanır. Örneğin bir üst arkta sağ birinci molardan sol birinci molara kadar olan dişler ankraj ünitesi olarak görev alıp antero-posterior yönde hareket ettirilmeyip, öncelikle yalnızca ikinci molar dişlerin distalizasyonuna başlanır. İkinci molar dişler, planlanan distalizasyon hareketi miktarının yarısı kadar hareket ettikten sonra, hemen önündeki birinci molar dişin distalizasyonu başlar. Aynı şekilde birinci molar dişin distalizasyonunun yarısı gerçekleştiğinde, hemen önünde yer alan ikinci premolar dişin distalizasyonu başlar. Bu zamana kadar ikinci molar diş hareketini tamamlamış olur. Birinci molar dişin hareketi bittiğinde, birinci premolar diş harekete başlar. Aynı sekanslama kanin için de geçerli olur. Son olarak da anterior dişlerin hareketi gerçekleşir (Tai, 2018).

Literatürde şeffaf plaklarla gerçekleştirilen molar distalizasyonu ile ilgili çalışmalarda molar distalizasyonunun verimliliği, ataşman ve yardımcı eklentilerin kullanımının etkinliği gibi faktörler incelenmiştir. Simon ve ark.’na (Simon vd., 2014) ait retrospektif klinik bir çalışmada, molar distalizasyonu, kesici dişlere verilen tork hareketi ve premolarlardaki rotasyon düzeltim hareketleri değerlendirilmiş, molar distalizasyonunda diğer iki harekete kıyasla %87’lik bir değerle en yüksek doğruluk bulunmuştur. Bu çalışmada ayrıca ataşman kullanımının verimliliği ve gerekliliği belirtilmiştir. Buna karşın, Boyd ve ark. (Boyd vd., 2001) ve Schupp ve ark. (Schupp vd., 2010) olgu raporu olan çalışmalarında, molar distalizasyonu ile sınıf II maloklüzyon düzeltiminin ataşmana gereksinim duyulmadan da gerçekleştirilebileceğini savunmuştu. Ravera ve ark. nın (Ravera vd., 2016) 2016 yılında yayımlanan bir retrospektif çalışmasında, Invisalign firmasına ait şeffaf plaklarla gerçekleştirilen molar distalizasyonunu değerlendirilmiş ve molar dişlerin ataşmanlı şekilde ve elastik kullanılarak gerçekleştirilen distalizasyonunda, önemli bir kron tippingi ve vertikal hareket gözlemlenmeden 2.25 mm distalize olduğu bulunmuştur. Caruso ve ark. (Caruso vd., 2019) 2019 yılında yayınladıkları retrospektif bir çalışmada şeffaf plakların, üst molar distalizasyonunda, dikey boyutun

kontrolünün sağlanmasında başarılı olduğunu belirtmiştir. Ayrıca sınıf II malokluzyona sahip hiperdiverjan veya açık kapanış olgularının tedavisi için ideal bir çözüm olduğu ifade edilmiştir.

2.7. Şeffaf Plakların Avantajları ve Dezavantajları

Şeffaf plaklarla ortodontik tedavinin avantajları:

- Sabit tedavi ile kıyaslandığında, şeffaf plaklarla tedavi olan hastaların daha az ağrı hissetmeleri (Miller vd., 2007),
- Şeffaf plaklarla randevu sayısı ve tedavi ile ilgili acil durumların sayısı, sabit tedavilere göre daha az olması (Borda vd., 2020),
- Sabit olmayıp, tedavi süresi boyunca takılıp çıkarılabilmeleri nedeni ile hem hasta konforu daha yüksektir hem de hastaların gıdaları kısıtlama olmadan tüketebilmeleri (System vd., 2006),
- İstenildiğinde çıkarılabilmeleri nedeni ile aynı zamanda temizliğin de kolay yapılabilmesi ve ağız hijyeninin sağlanmasında bir zorluk yaratmadığı için, gıda birikimlerine karşı artan çürük ve periodontal problem riskinin düşük olması (Rinchuse, 1997),
- Tedavi için gerekli olan plak sayısı önceden belirlenebildiği için, tedavi süresinin sabit tedaviye göre biraz daha hassas olarak tahmin edilebilmesi,
- Şeffaf plaklar genellikle fark edilmemesi nedeniyle hastaların daha güvenle gülümsemesine ve daha estetik bir şekilde tedavi olmasına olanak tanınması,
- Şeffaf plaklarla yapılan tedavilerin planlamaları dijital olarak gerçekleştirildiği için tedavi seçeneklerinin anlaşılmasının ve tasarlanmasının daha kolay olması (Balachandran vd., 2019),
- Hasta için tedavi gidişatını ve sonucunun görsel olarak paylaşılıp aktarılabilmesidir (Beers vd., 2003).

Şeffaf plaklarla ortodontik tedavinin dezavantajları:

- Kısıtlı bir etki alanı olması,
- Dış hareketlerinin üç boyutlu kontrolünün zayıf olması,
- Gövdesel hareketler, rotasyon, ekstrüzyon, dişlerin ileri seviye intrüzyonları gibi diş hareketlerinin efektif olarak gerçekleştirilememesi,

- Hasta tarafından takılıp çıkarılabildiği için, tedavinin hasta uyumuna bağlı olması,
- Hastanın plakları kaybetme riskinin bulunması sonucu tedavinin aksaması,
- Bilgisayar destekli tedavi planlaması ve üretiminde kullanılan mevcut sanal diş modellerinin hala yetersiz olarak kabul edilmesi (Balachandran vd., 2019).

2.8. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi, bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin görülmesi ve o cismin kuvvetler karşısında daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için nasıl bir yapıya sahip olması gerektiğini önceden belirlemek amacıyla çeşitli kuvvet analizleri yapılan bilgisayar tabanlı sayısal bir çözüm yöntemidir (Geng vd., 2001). SEA ile geometrik şekli ve materyal özellikleri düzenli olmayan yapılar da değerlendirilebilir, kuvvet uygulaması ile gerçekleşen gerilmeler ve yer değiştirmeler de ayrıntılı olarak incelenebilir (Jeremy, 2002).

Esas olarak diğer karmaşık problemlerin çözümü için mühendislik alanında geliştirilmiş olsa da, kuvvet analizi için, farklı diş hekimliği alanlarında da sayısal modelleme ve simülasyon yöntemi olarak sonlu elemanlar analizi başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (Owen & Hinton, 1980; Zienkiewicz vd, 2005).

Sonlu elemanlar analizinde incelenecek olan değişik şekillerdeki yapıların, bilgisayar ortamına aktararak gerçeğe en yakın şekilde geometrik modellemesi yapılır. Bu karmaşık geometrik yapı yine bilgisayar ortamında, bir ağ (mesh) yapısına dönüştürülür. Ağ yapısını; elemanlar (elements), birbirleri ile köşe noktalarda birleşebilen eşit büyüklükte sonlu sayıda elemanlara bölünen düğüm noktaları (nodes), ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur (Hughes, 1986).

Sonlu elemanlar analizi aşamaları (Geng vd., 2001; Moaveni, 2003):

1. Geometrik olarak model ve ağ yapısının (matematik modelin) oluşturulması; Kuvvet uygulandıktan sonra davranışı incelenecek olan yapının geometrik modellemesi bilgisayar ortamında yapılır. Bu noktada önemli olan sınır koşulları ve düğüm sayısı etkenleridir. Bu etkenler, incelenecek yapının küçük alt birimlere ayrılması ile direkt olarak ilişkilidir.

2. İncelenecek cismin özelliklerinin programa aktarılması, sınır koşullarının tanımlanması ve kuvvet uygulanması ile birlikte denklemlerin çözülmesi; Analizin gerçekleştirilebilmesi için her farklı yapının elastisite modülü ve poisson oranı, düğüm noktalarına gelecek kuvvetin yönü, şiddeti ve açısı gibi veriler gerekmektedir. Bu veriler analizi gerçekleştirilecek yapının her biri için özgün olmalı ve gerçeği de yansıtmalıdır.
3. Sonuç verilerinin toplanması ve yorumlanması; Bu aşamada analiz çözümlemesi yapılır. İncelenecek olan model küçük, düzenli üçgen ya da dörtgen elemanlara bölünür. Daha sonra köşe noktalarından birbirleri ile bağlantılı olan bir eleman ağı oluşturulur. Bu ağ yapısını oluşturan elemanlar kendi gerilme ve gerinimlerini, bağlı oldukları diğer elemanlara aktarır. Her bir elemanın üzerindeki noktalarda oluşan iç gerilme ve gerinimin çözümlenmesinden sonra, bütünsel olarak tüm yapının çözümlenmesine erişilir. Esas önemli olan düğüm noktalarında el edilen değerlerdir. Sonuçların gerçeğe yakınlığının artması düğüm sayısının artması ile doğru orantılıdır.

2.8.1. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar

Homojen Cisim

Bir cismin üzerindeki elastik özellikler, cismin her bir noktasında aynı ise bu cisme homojen cisim adı verilir (Moaveni, 2003).

Eleman (Element)

Sonlu elemanlar analizi yapılırken oluşturulan geometrik modeller, temelde eleman (element) adı verilen basit geometrik şekillerden oluşur. Elementlerin sınıflandırılmasında boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu), düğüm sayısı ve geometrik şekil (üçgen, kare, dörtgen) gibi özellikler kullanılır (Moaveni, 2003).

Düğüm Noktası (Node)

Sonlu sayıda eleman, modellerin bölünmesi sonucu, belirli noktalardan birbirine bağlanır ve bunlar da düğüm (node) şeklinde adlandırılır. Her bir elemetteki yer değiştirme, direkt olarak düğümlerdeki yer değiştirmelerle ilişkilidir. Düğümlerin,

belirli yerlerden birbirlerine sabitlenmesi gerekmektedir (Geng vd., 2001; Şahin, 2008).

Ağ Yapısının (Mesh) Oluşturulması

Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları ağ yapısı ile oluşturulur. Genellikle kendi içerisinde büyük farklılıklara sahip olan ya da olduğu tahmin edilen yerlerde, birim alana daha fazla miktarda eleman yerleştirilir. Bu noktada önemli olan modelin en küçük bölümlere en iyi şekilde ayrıştırılacağıdır. Ağ yapısı oluşturulduktan sonraki aşama sınır şartlarını belirlemektir (Geng vd., 2001; Şahin, 2008).

Sınır Şartları

Cismin sabitlendiği ve kuvvetin uygulandığı bölgeyi gösterecek şekilde belirlenmektedir. Gerilmelerin (stress) ve deplasmanların (yer değiştirme) sınır ifadelerini içerir (Geng vd., 2001).

Kuvvet

Cismin doğrultu yön ve şekillerini değiştirebilen vektörel büyüklüğe kuvvet denilmektedir. SI sisteminde kuvvet birimi “Newton” olarak ifade edilir. Ortodonti pratiğinde kuvvet miktarı gram değeri ile ifade edilir. 1 newton, 101,97 gram-kuvvete eşittir (Asaro & Lubarda, 2006; Morse & Feshbach, 1954).

Gerilme (Stres)

Bir cisme uygulanan kuvvete karşı, cismin kuvvet uygulanan birim yüzeyine denk gelen yük miktarına gerilme denilmektedir. Uygulanan kuvvete karşı cismin iç kısmında birim alanda oluşan tepki olarak da ifade edilir. Gerilmenin birimi Paskal olarak ifade edilir. 1 Paskal, 1N/m²'dir (Asaro & Lubarda, 2006; O'Brien, 2002).

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılan çalışmaların çoğunda, incelenen değişkenlerin çoğu milimetrik ölçümler içerdiğinden genellikle Megapaskal (MPa veya N/mm²) tercih edilmektedir (McNeill, 1997).

Gerilme esas olarak üç tipe ayrılır (Şekil 2.7):

Baskı (Sıkışma) Gerilmesi

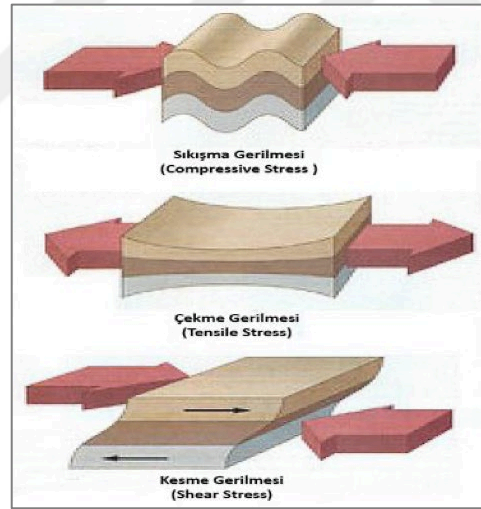
Bir cisim üzerine aynı doğrultuda fakat farklı yönlerde, cismi sıkıştıracak şekilde uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu stres gerilmesidir.

Çekme Gerilmesi

Bir cisim üzerine aynı doğrultuda fakat farklı yönlerde, cismi uzatacak şekilde bozmaya yönelik uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu gerilme tipidir.

Makaslama (Kesme) Gerilmesi

Bir cisim üzerine hem farklı doğrultuda hem de farklı yönde, cismin üzerinde etkili oldukları bölgeye zıt yönde kaymaya zorlayacak şekilde iki kuvvetin uygulanması sonucu oluşan gerilmedir (Avalone, 1987; Askeland vd., 2006; Shigley vd., 1985).



Şekil 2.7 Gerilim (Stress) Tipleri (Küçükkurt, 2019)

Von Mises Gerilmesi

Von Mises gerilmesi esneyebilir materyaller için kullanılır. Şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde kullanılır. Bir cismin belirli bir bölümündeki iç enerjisi belirli bir sınır değeri aşarsa yapıda şekil değişimi meydana gelir. Bu değişim von Mises ve arkadaşları tarafından biçim değiştirme enerjisi olarak isimlendirilmiştir. Bu gerilme tipi, cisim üzerindeki gerilme dağılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi sahibi olmak için kullanılır. Bu

değerler, analizlerde genellikle renk yelpazesi üzerinde gösterilir (Adıgüzel, 2010; Shigley vd., 1985).

Gerinim (Şekil Değiştirme)

Bir cisme kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal değişmeye şekil değiştirme denir. Cismin uzunluğundaki değişimin orijinal uzunluğa oranıdır (Gerinim = Boyuttaki Değişim/ İlk Boyut) ve ölçü birimi yoktur. Genel olarak yüzde (%) ile ifade edilir. Gerinim, cisimde elastik veya plastik şekilde etki gösterebilir. Elastik şekil değişimi geçicidir ve kuvvet kaldırıldığında cisim eski şekline geri döner. Plastik şekil değiştirmede ise oluşan şekil değişikliği kalıcıdır. Cisme, karşılayabileceği gerinim değerinden yüksek bir kuvvet uygulandığında, cisimde kopma ya da kırılma meydana gelebilir (Askeland vd., 2003).

Hooke Kanunu

Robert Hooke tarafından tanımlanmıştır. Bu kanuna göre belirli gerilme sınırları içerisinde cisimdeki gerinim, gerilim ile doğru orantılı olarak artar. Materyallerin fiziksel davranışlarını belirlemek için kullanılır. Gerilme ve gerinim arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, kuvvet uygulanan cisimde, kuvvete bağlı olarak ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar (Avallone, 1987; Shigley vd., 1985).

Elastiklik Katsayısı (Young's Katsayısı/Modülü)

Cisimlere ait şekil değiştirmeye karşı gösterilen direncin ölçüsüdür. Elastiklik sınırları içerisinde maddenin sertliğini, yani gerilme ve gerinim arasındaki oranı gösterir. Gerilmenin birim uzamaya bölünmesi ile elde edilir. Elastiklik katsayısı arttıkça, cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artacaktır. Birimi Paskaldır (Shetty vd., 2010).

Deformasyon

Stres oluşturan tüm kuvvet uygulamalarında, kuvvet uygulanan maddede deformasyon gelişir. Basma şeklinde uygulanan kuvvetlerde cisimde kısalma ve kalınlaşma olması buna örnek olarak gösterilebilir. (Tanaka & Eijden, 2003).

Passion Oranı

Bir cisme dik yönde uygulanan kuvvetler sonucunda, cismin deformasyona karşı gösterdiği direnç kabiliyetidir (Tanaka& Eijden, 2003). Cismin elastik sınırları içerisinde olmak koşulu ile uygulanan germe ya da çekme kuvvetleri altında, boyundaki birim boyut değişiminin, enindeki birim boyut değişimine oranıdır. Örneğin; gerilim kuvveti altındaki bir materyalin boyunda uzama görülürken eninde de incelme görülür. Baskı altındaki bir materyalin ise boyunda kısalma görülürken eninde kalınlaşma görülür. Bu şekildeki uzama/kısama ve incelme/kalınlaşmayı gösteren oran Passion oranıdır (Tanaka & Eijden, 2003). Passion oranı her cisme ait ayırıcı bir özelliktir ve bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir (Adıgüzel, 2010).

Yield Stress (Yield Gerinimi)

Elastik deformasyon ile plastik deformasyon arasındaki sınır olarak ifade edilir. Yield noktasında materyal elastik deformasyon aşamasındadır ve gerilme ortadan kalktığında deformasyon geri dönebilir, fakat bu noktayı aşan gerilmelerde plastik deformasyon gerçekleşir ve deformasyon kalıcı olur (Tanaka & Eijden, 2003).

2.8.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları ve Dezavantajları

Sonlu elemanlar analizinin avantajları;

1. Bu yöntem sayesinde karmaşık geometrik özelliklere sahip cisimler, dijital ortamda gerçeğine çok yakın şekilde taklit edilebilir.
2. İncelenmesi gereken cisim farklı ünitelerden oluşsa bile dijital ortama aktarılabilirdiği sürece her türlü cismin analizi yapılabilir.
3. Cisim üzerine uygulanan dış etkiler ile iç yapısında oluşacak değişimler ve stres dağılımları incelenebilir.
4. Dijital ortamda, istenilen sayıda analiz yapılabilir.
5. Analiz dijital ortamda yapıldığı için, elde edilen sonuçlar görsellerle desteklenerek daha anlaşılır hale getirilebilir.
6. Hızlı ve etkili bir yöntemdir, dolayısıyla zamandan tasarruf sağlar (Daegling & Hylander, 2000).

7. Cisimlerin yüzeyleri arasındaki sürtünme, yapışma ve temaslar gerçeğe yakındır.
8. Bu yöntemin esnekliği ve çok yönlülüğü, karmaşık yapılarda, alan problemleri ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için etkin bir şekilde kullanılabilir.
9. Oluşturulan modeller kontrol edilebilir sınır koşulları istenilen şekilde ayarlanabilir.
10. Gerilme tipleri, dağılımları ve deplasmanların hepsi bir arada ve detaylı bir şekilde oluşturulabilirler (Meijer vd., 1993).

Sonlu elemanlar analizin dezavantajları;

1. Analizin uygulanabilmesi için belirli patentli programlar gibi teknolojik gereksinimler vardır. Ayrıca bu programların maliyetleri fazladır ve devamlı olarak güncellemeler gerekmektedir.
2. Bazı önemli verilerin doğru aktarılması tamamen araştırmacının sorumluluğundadır. Yanlış bilgi aktarımları yanlış sonuçlara neden olur. Dolayısıyla iyi bir bilgi aktarımı gereklidir.
3. Programların kullanılacağı bilgisayarların donanımları iyi olmalıdır. Bu nedenle de fiyatları pahalıdır.
4. Araştırmanın doğruluğunun sağlanmasında malzeme özelliklerinin iyi bilinmesi ve malzemenin iyi tanınması şarttır.
5. Canlı dokuların taklit edilebilmesi için, doğal hayatta büyük değişiklikler gösteren faktörlerin sabit kabul edilmesi gereksinimi vardır.
6. Gerçek şartların bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar programı ile katı modeller üzerine aktarımı sınırlıdır (Meijer vd., 1993).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamızda, sağ maksiller maksiller birinci molar dişin şeffaf plak tekniği ile gerçekleştirilen distalizasyonunun, molar diş üzerine yerleştirilecek farklı ataşmanlar ve ark üzerine uygulanan farklı gingival uzunluklardaki şeffaf plak uygulamasının oluşturdıkları kuvvet ve stres dağılımları ve yer değiştirme miktarları SEA ile incelenmiş ve elde edilen sonuçlar birbiri ile karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızın etik kurul onayı Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Etik Kurulu tarafından (Tarih: 06.10,2022, Karar no: 14) verilmiştir. Çalışma, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı ile Tinus Mühendislik Limited Şirketi tarafından gerçekleştirilmiştir ve Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri'nin TDH-2023-2455 no'lu projesi ile desteklenmiştir.

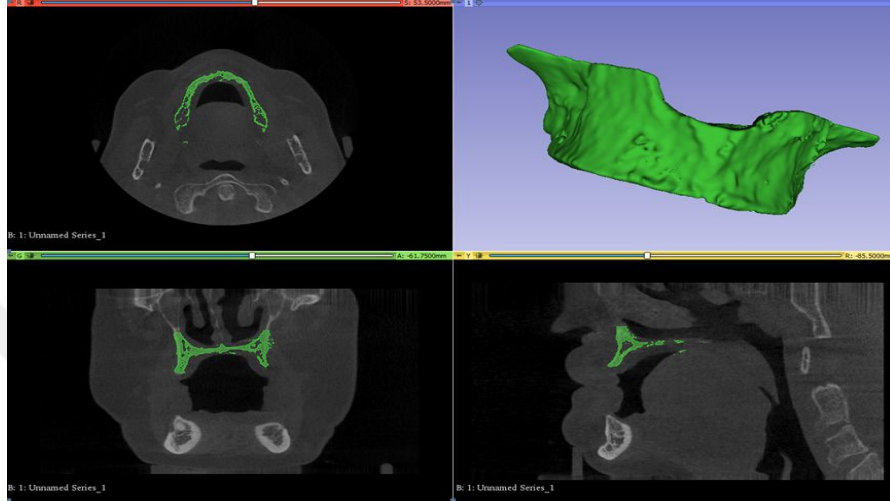
SEA'da kullanılan üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.50 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC (Error Correction Code) belleğe sahip bilgisayarda gerçekleştirilmiştir.

Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ANSYS SpaceClaim (Ansys, Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA) yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ANSYS Workbench yazılımı (Ansys, Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA) ile gerçekleştirildi; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için LS-DYNA (Ansys, Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA) çözücüsü kullanılmıştır.

3.1. Kortikal ve trabeküler kemiğin modellenmesi

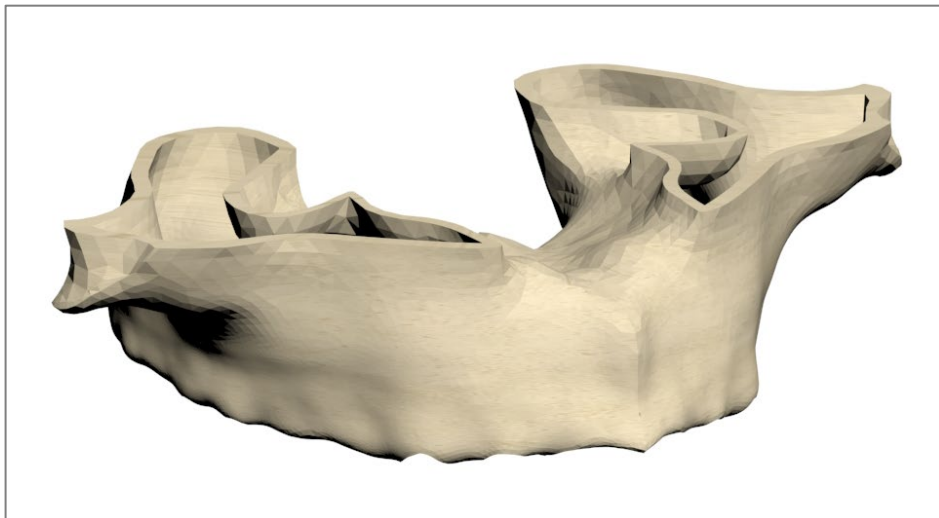
Çalışmada kullanılan maksillar kemik modelinin oluşturulması için; Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Arşivi'nden daha önce çekilmiş, herhangi bir kraniofasiyal anomalisi bulunmayan erişkin bir hastaya ait bilgisayarlı tomografi verisi kullanılmıştır (Şekil 3.1). Tomografi verisi 0,1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon

sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki tomografi verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine (Mah & McDavid, 2010) göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüştür. Modeller .stl (stereolitografi) formatında dışa aktarılmıştır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 .stl Model Elde Edilmesi İçin Kullanılan Tomografi Verileri

Üç boyutlu model ANSYS SpaceClaim yazılımına aktarıldı ve burada maksiller kemik modellenmiştir. Maksiller kemik modeline offset verilerek kortikal kemik modeli oluşturulmuştur (Şekil 3.2). Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu kortikal kemiğin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemikler elde edilmiştir (şekil 3.3).



Şekil 3.2 Kortikal Kemik Modeli

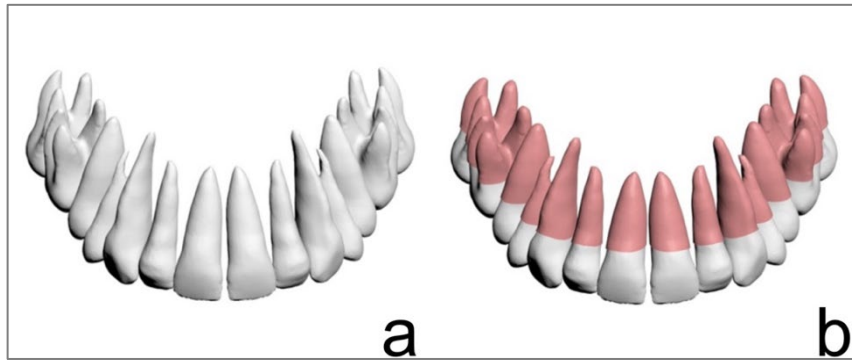


Şekil 3.3 *Trabeküler Kemik Modeli*

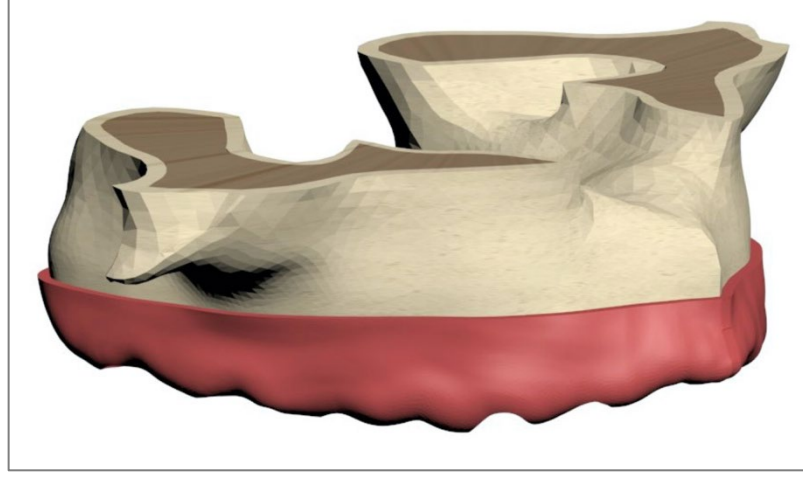
3.2. Dişlerin Periodontal Ligamentin ve Diş Etinin Modellenmesi

Çalışmamızda maksiller çeneye ait dişler; sağ ikinci diştan sağ santral keser dişe kadar modellendi. Diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan kısımlarının, slice işlemi ile kesilmesi ile elde edilen arayüzlerden 0,2 mm’lik offset konumu ile periodontal ligament (PDL) elde edildi. Daha sonra diş modelleri PDL katmanını içerisinde konumlandırıldı. Kemik, diş ve PDL modellendikten sonra kalınlığı ayarlanan üç boyutlu kortikal kemiğin dış yüzeyleri referans alınarak diş eti mukozası elde edilmiştir (Şekil 3.4-3.5). Son olarak, dental bölge ile kemik bölgesi arasında entegrasyon sağlandı ve akabinde model standardize edilerek analize uygun tam dişli bir maksiller model elde edildi.

Hazırlanan tüm modeller ANSYS SpaceClaim yazılımında 3 boyutlu olarak uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



Şekil 3.4 *A) Dişler ve b) Dişlere Ait Periodontal Ligamentlerin (Pembe Renk) Modellenmesi*



Şekil 3.5 *Kemik Üzerinde Dişeti Mukozasının Modellemesi*

3.2.1. Çalışmada Kullanılan Modeller

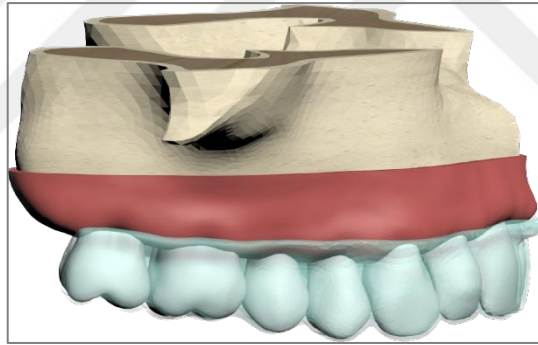
Ataşman yerleştirmeden, 3 farklı ataşman tipi ile ve iki farklı kenar uzunluğuna sahip şeffaf plak uygulamasının simülasyonu, 8 farklı model şeklinde tasarlandı:

- 1. Model: Üst birinci ve ikinci molara herhangi bir ataşman yerleştirmeden, plak uzunluğu dişeti kenarında sonlanan şeffaf plak uygulaması,
- 2. Model: Üst birinci ve ikinci molara herhangi bir ataşman yerleştirmeden, plak uzunluğu dişeti kenarının 2 mm üzerinde sonlanan şeffaf plak uygulaması
- 3. Model: Üst birinci ve ikinci molara 3x2x1 mm boyutlarında vertikal ataşman yerleştirilerek, plak uzunluğu dişeti kenarında sonlanan şeffaf plak uygulaması
- 4. Model: Üst birinci ve ikinci molara 3x2x1 mm boyutlarında vertikal ataşman yerleştirilerek, plak dişeti kenarının 2 mm üzerinde sonlanan şeffaf plak uygulaması
- 5. Model: Üst birinci ve ikinci molara 3x2x1 mm boyutlarında, 25 derece eğim ile konumlandırılmış vertikal ataşman yerleştirilerek, plak uzunluğu dişeti kenarında sonlanan şeffaf plak uygulaması
- 6. Model: Üst birinci ve ikinci molara 3x2x1 mm boyutlarında, 25 derece eğim ile konumlandırılmış vertikal ataşman yerleştirilerek, plak uzunluğu dişeti kenarının 2 mm üzerinde sonlanan şeffaf plak uygulaması
- 7. Model: Üst birinci ve ikinci molara 2x2x1 mm boyutlarında iki adet horizontal ataşman yerleştirilerek, plak uzunluğu dişeti kenarında sonlanan şeffaf plak uygulaması

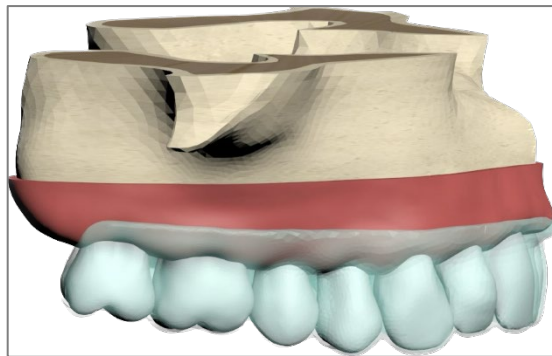
- 8. Model: Üst birinci ve ikinci molara 2x2x1 mm boyutlarında iki adet horizontal ataşman yerleştirerek, plak uzunluğu dişeti kenarının 2 mm üzerinde sonlanan şeffaf plak uygulaması

3.3. Ataşmanların ve Şeffaf Plakın Modellenmesi

Çalışmamızda gingival marjinde sonlanan şeffaf plak modelleri ataşman ve tüm diş kronlarını içeren model üzerine harici offset yapılarak ve gingival kısımda dişetin dantela formunu takip etmeden, düz bir şekilde oluşturuldu (Şekil 3.6). Gingival marjinin 2 mm üzerinde sonlanan plak modelleri ise, yine ataşman ve tüm diş kronlarını içeren model üzerine harici offset yapılarak, fakat farklı olarak dişlere ait gingival bölgesi, zenith noktalarının 2 mm üzerindeki izdüşümü noktaların düz bir şekilde birleştirilmesi ile oluşturuldu (Şekil 3.7). Plakların kalınlıkları 0,50 mm olarak belirlendi.



Şekil 3.6 *Dişeti Kenarında Sonlanan Plak Modellemesi*

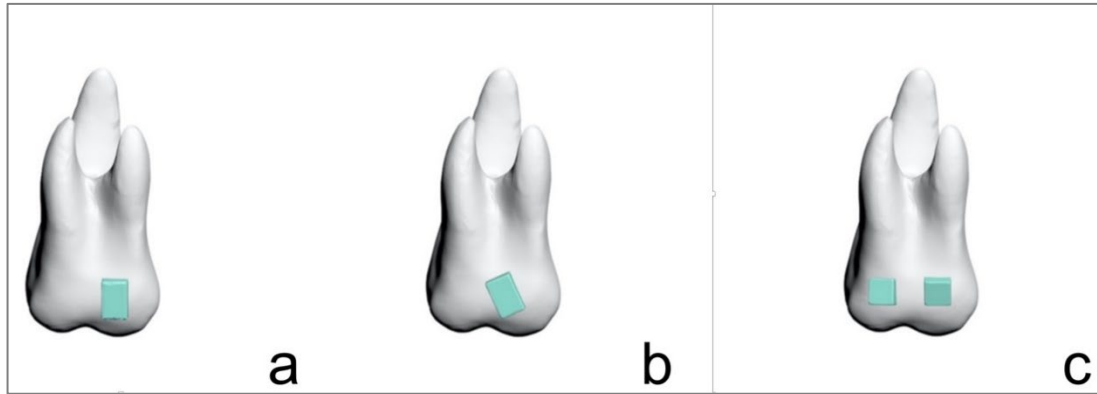


Şekil 3.7 *Dişeti Kenarının 2 mm Üzerinde Sonlanan Plak Modellemesi*

Çalışmada kullanılan ataşmanlar;

1. Vertikal ataşman; uzunluk 3 mm, genişlik 2 mm ve kalınlık 1 mm olacak şekilde,
2. 25 derece eğimle yerleştirilen vertikal ataşman; uzunluk 3 mm, genişlik 2 mm ve kalınlık 1 mm olacak şekilde;
3. İkili horizontal ataşman; her biri uzunluk 2 mm, genişlik 2 mm ve kalınlık 1 mm olacak şekilde ve mezialdeki ataşmanın yüzeyi oklüzale, distaldeki ataşmanın yüzeyi gingivale doğru 20 derecelik eğime sahip olacak şekilde ANSYS SpaceClaim yazılımı kullanılarak modellendi.

Çalışmamızda ataşmanların yerleşiminin standardize edilebilmesi amacı ile bütün ataşmanlar dişin okluzo-gingival mesafesini ortalayarak yerleştirildi. Mezio-distal olarak ise vertikal ataşman bukkalden bakıldığında molar dişin bukkal oluşunun en oklüzalindeki noktanın 1 mm mezialinden başlayacak şekilde yerleştirildi. Eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanın yerleşimi ise ataşmanın distooklüzal köşe noktası pivot olacak şekilde 25 derece distale yatırılarak gerçekleştirildi. İkili ataşman modelindeki ataşmanların yerleşimi ise mezial ve distal olarak her bir tüberkülü ortalayacak şekilde gerçekleştirildi (Şekil 3.8).

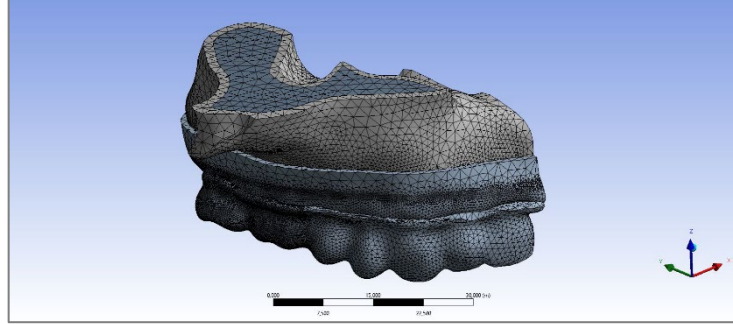


Şekil 3.8 Ataşmanların Modellemesi, a) Vertikal Ataşman, b) 25 Derece Eğimli Yerleştirilmiş Vertikal Ataşman c) İkili Horizontal Ataşman

3.3.1. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ANSYS Spaceclaim yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ANSYS Workbench yazılımıyla matematiksel

olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir (Şekil 3.9). Analizlerin yapılabilmesi için, ANSYS Workbench yazılımında hazırlanan matematiksel modeller LS-DYNA çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 3.9 Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

3.3.2. Ağ Yapısının Oluşturulması

Çalışmamızda farklı alanlardaki farklı yoğunluk değerlerine sahip yapıları daha iyi gösterebilmek amacı ile düğüm elemanlardan (nodes) oluşan bir ağ (mesh) sistemi kullanıldı. Kemik yapı ve diğer bileşenlerin karmaşık yapıları gereği 3 boyutlu katı elemanlar ile modellerin yapılması gereksinimi olduğu için bu aşamaya kadar ANSYS Workbench yazılımında 4 nodlu tetrahedral elemanların kullanılması ile modellendi. Bu tip eleman kompleks biyolojik yapıların ağ yapısını oluştururken sıklıkla kullanılmaktadır.

3.3.3. Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan 8 analiz modeli için bilgiler aşağıdaki tabloda (Tablo 3.1) paylaşılmıştır.

Tablo 3.1 Çalışmada oluşturulan modellere ait düğüm ve eleman sayıları

	Total # of Nodes	Total # of Elements
Model 1	164435	598335
Model 2	198100	722605
Model 3	200102	728318
Model 4	204528	741683
Model 5	199771	726917
Model 6	200656	727333
Model 7	201307	732212
Model 8	205092	743064

3.3.4. Malzeme Özellikleri

Malzeme modeli oluşturulurken diş, kemik, dişeti mukozası, plak ve ataşman yapılarının lineer, elastik, homojen ve izotropik özellikte kabul edildi ve modellemeleri buna göre yapıldı. Lineer olarak modellemesi yapılan materyallerin Elastik modül ve Poisson oranı değerleri tabloda yer almaktadır (Tablo 3.2). Periodontal ligamentin ise farklı olarak hiperelastik nonlinear özellikte olduğu kabul edildi. Doğrusal olmayan statik analiz LS-DYNA'daki örtük çözücü kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Periodontal ligament (PDL) Tablo 3.3'te sunulduğu gibi ikinci dereceden Ogden hiperelastik bünye modeli kullanılarak modellenmiştir (Wu vd., 2018). Analizdeki doğrusal olmama öncelikle malzeme formülasyonundan kaynaklanmaktadır. Bununla birlikte, geometrik ve temas etkileri gibi ek doğrusal olmama kaynakları da genel doğrusal olmayan tepkiye katkıda bulunabilir. Yumuşak biyolojik dokuların sıkıştırılamazlık özellikleri göz önüne alındığında, PDL'nin mekanik davranışının doğru bir şekilde temsil edilmesini sağlamak için sayısal modele uygun kısıtlamalar dahil edilmiştir.

Tablo 3.2 *Kullanılan Malzemelerin Özellikleri*

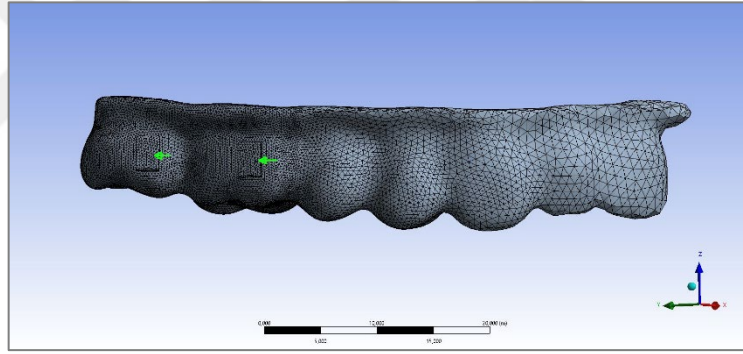
KOMPONENT	ELASTİK MODÜL(MPa)	POISSON ORANI
Kortikal kemik	13700	0,3
Spongios Kemik	1370	0,3
Mukoza	3.45	0,45
Dişler	19600	0,3
Ataşman	12500	0,36
Şeffaf Plak	528	0,36

Tablo 3.3 *İkinci dereceden Ogden hiperelastik model parametreleri*

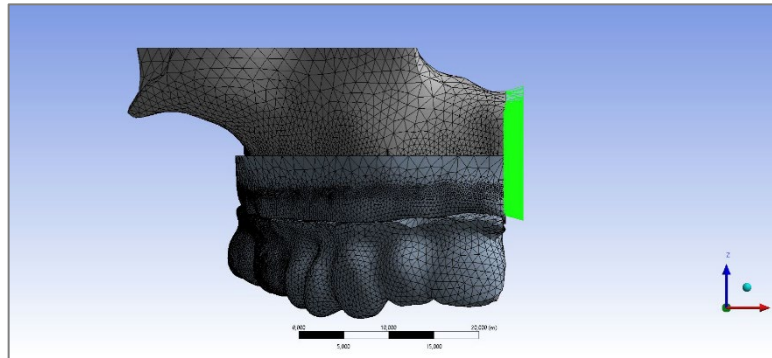
μ_1 (MPa)	μ_2 (MPa)	α_1
0.005 54	0.11	0.25
α_2	D_1 (MPa)	D_2 (MPa)
0.1153	0.1216	0.97

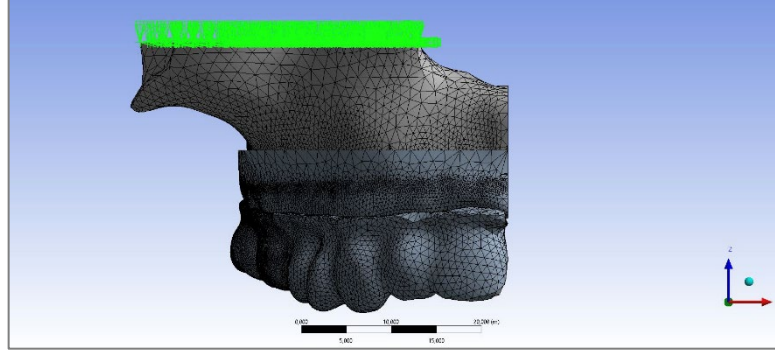
3.3.5. Yükleme senaryoları ve Sınır Koşullarının Tanımlanması ve Uygulanması

Sonlu elemanlar analizi tekniğinde analizin gerçekleştirilebilmesi için modelin sabitlenmesi gerekmektedir. Bu nedenle de serbestlik dereceleri belirlenmelidir. Çalışmamızda modeller kemiğin superior bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir. Modelde bulunan bütün parçalara; X eksen normalinde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır. Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında 8 analiz modeli için toplam 8 nonlineer statik analiz gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.10-3.11). Çalışmamızda sağ maksiller birinci ve ikinci molar dişlere distal yönde 0,25 mm'lik deplasman uygulandı.



Şekil 3.10 Aktivasyon Kuvveti





Şekil 3.11 *Sınır Koşulları*

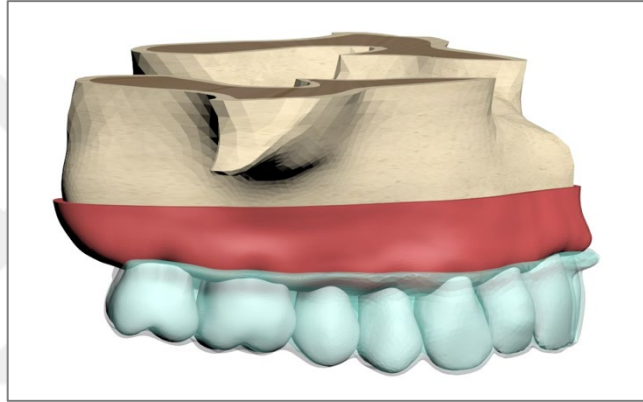
3.3.6. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Tüm modeller için Şeffaf plak – Diş ve Şeffaf plak – Ataçman ara yüzlerinde $\mu = 0,2$ katsayılı nonlineer sürtünme kontağı tanımlanmıştır. Diğer temas eden komponentler arasında ise bonded tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

4. BULGULAR

4.1. Birinci Modele Ait Bulgular

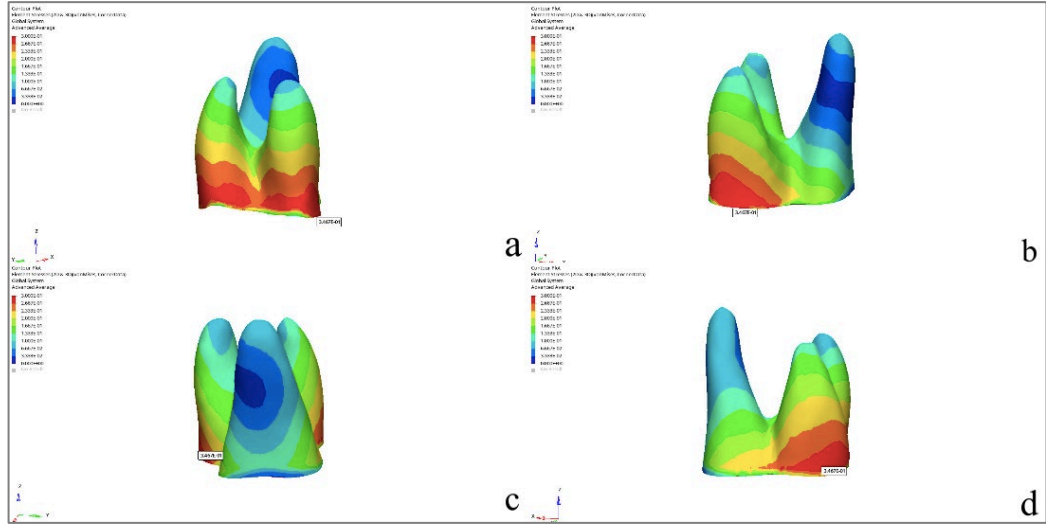
Çalışmada oluşturulan ilk modelde sağ maksiller birinci ve ikinci dişe 0,5 mm kalınlığında şeffaf plak ve diş yüzeyleri boyunca molar distalizasyonu için 0,25 mm yer değiştirmeyi simüle eden lineer bir distalizasyon kuvveti uygulanmıştır. Bu modeldeki plağa ait okluzo-gingival uzunluk diş eti seviyesinde sonlanmakta ve plak kenarı düz bir formdadır. Mevcut modelde maksiller 1. molar ve 2. molar diş üzerine herhangi bir ataşman uygulaması gerçekleştirilmemiştir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1 Birinci Sonlu Elemanlar Modeli

4.1.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları

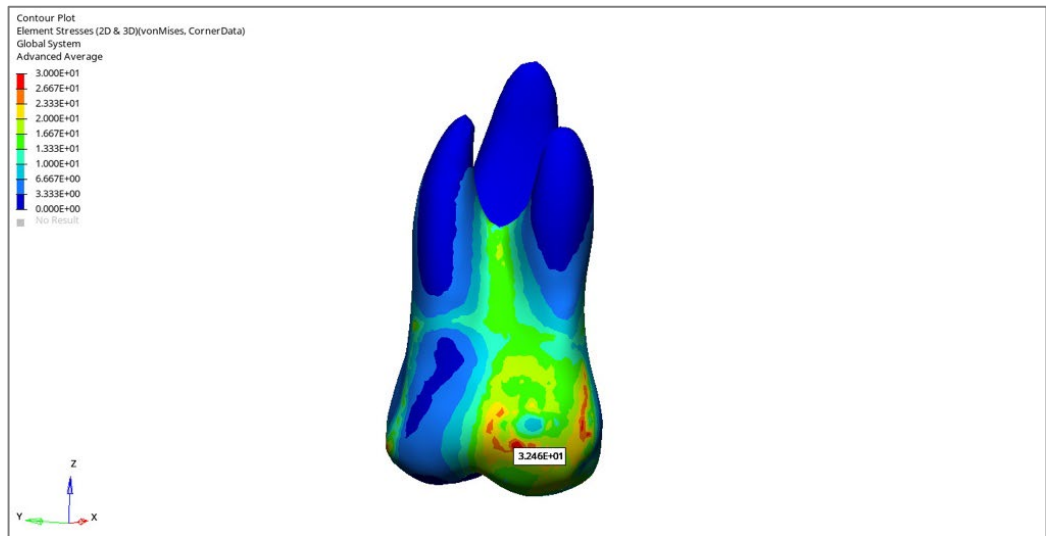
Birinci modelde gerçekleştirilen analiz sonucuna göre birinci molar diş çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen maksimum von Mises stres değeri 0,3467 MPa bulunmuştur ve bu değer periodontal ligamentin bukkal-mezial köşesinde, oklüzal sınırına yakın bölgede ölçülmüştür. En düşük stres değeri palatinal kökün apikal ve orta üçlü bölgelerinin kesişim kısmında ve daha çok mezial bölgede görülmüştür (Şekil 4.2).



Şekil 4.2 Birinci Modelde a) Bukkalden, b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL'ye Ait von Mises Stres Alanlarının Gösterimi

4.1.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerine Ait von Mises Stres Bulguları

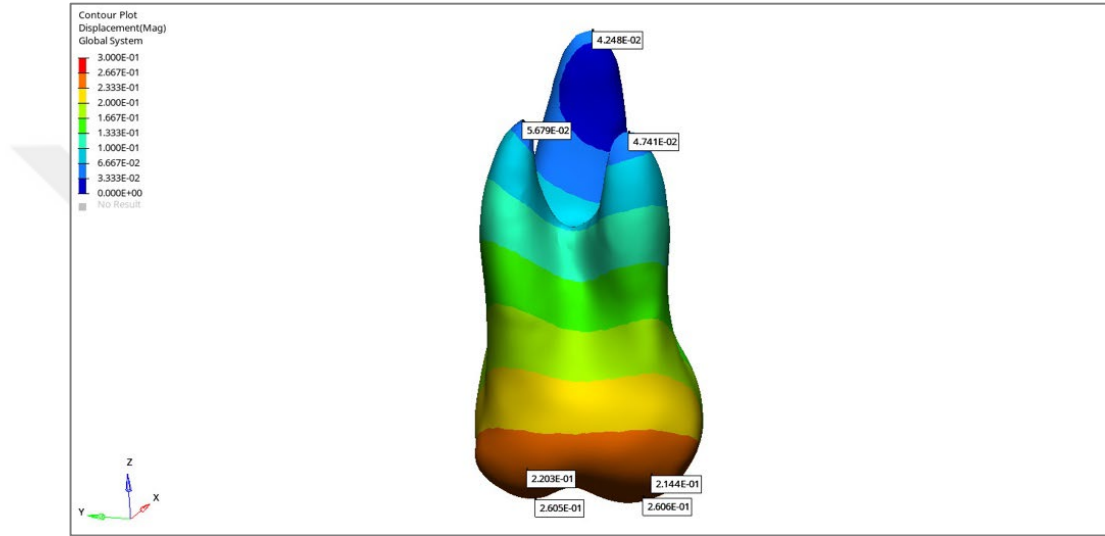
Birinci modelde gerçekleştirilen analiz sonucuna göre birinci molar dişin tamamında gözlenen maksimum von Mises stress değeri 32.79 MPa bulunmuştur ve bu değer birinci molar dişin bukkal yüzeyinin mezialinde kuvvet uygulama noktasına yakın çıkmıştır. Stres dağılımı daha çok mezialde gözlemlenmiş olup, kökler seviyesinde stressin trifurkasyon bölgesinde ve servikal bölgede daha yoğun olduğu, orta üçlü ve apikalde azaldığı izlenmiştir (Şekil 4.3).



Şekil 4.3 Birinci Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri

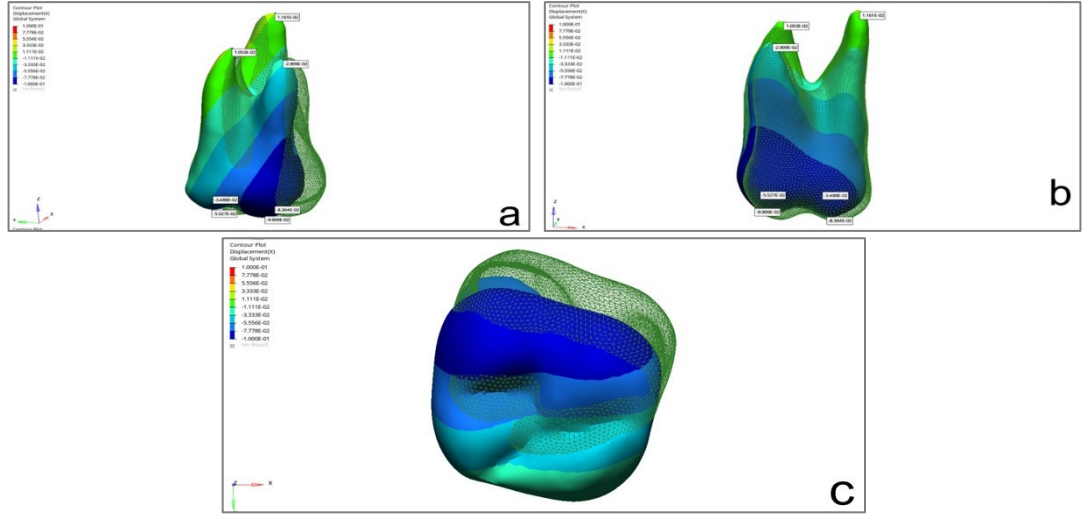
4.1.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değişirme Bulguları

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; her üç eksenindeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek en çok yer değiştirme meziobukkal tüberkül tepesinde; 0,2606 mm olarak, en az yer değiştirme ise palatinal kök ucunda ve 0,0512 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.4).



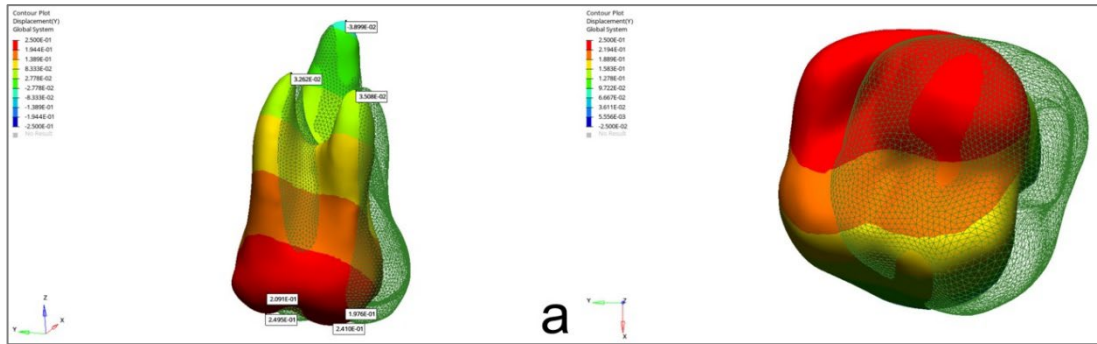
Şekil 4.4 Birinci Modele Ait Her Üç Eksendeki Yer Değişirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; X ekseninde gerçekleşen en çok yer değiştirme -0,09909 mm değerinde olup meziobukkal tüberkül tepesindedir. En düşük yer değiştirme ise 0,01053mm bulunmuş olup, distobukkal kök ucundadır (Şekil 4.5).



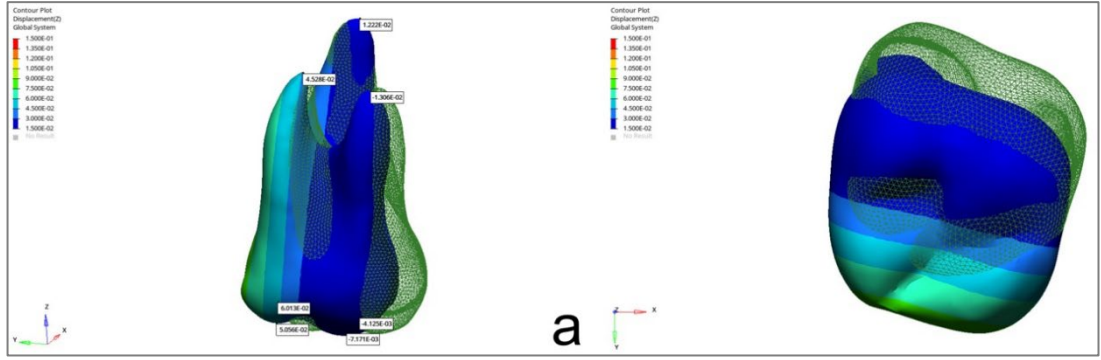
Şekil 4.5 Birinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin X Eksenini Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Mezialden Görünüm, c) Oklüzalden Görünüm

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Y ekseninde distal yöndeki en çok yer değiştirme 0,2410 mm değeri ile meziobukkal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. Distal yöndeki en az yer değiştirme ise 0,03262 mm değeri ile distobukkal kök ucunda gerçekleşmiştir. Mezial yöndeki tek hareket ise palatinal kök ucunda ve -0,03899 mm değerinde bulunmuştur (Şekil 4.6).



Şekil 4.6 Birinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Y Eksenini Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları; a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm

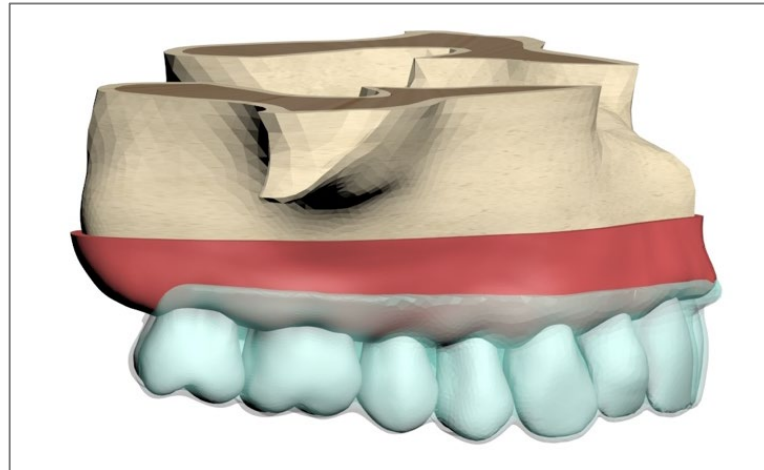
Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Z ekseninde en çok yer değiştirme 0,06013 mm değeri ile distopalatinal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. En az yer değiştirme ise -0,004125 mm değeri ile meziopalatinal tüberkül tepesinde görülmüştür (Şekil 4.7).



Şekil 4.7 Birinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Z Eksenine Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları; a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm

4.2. İkinci Modele Ait Bulgular

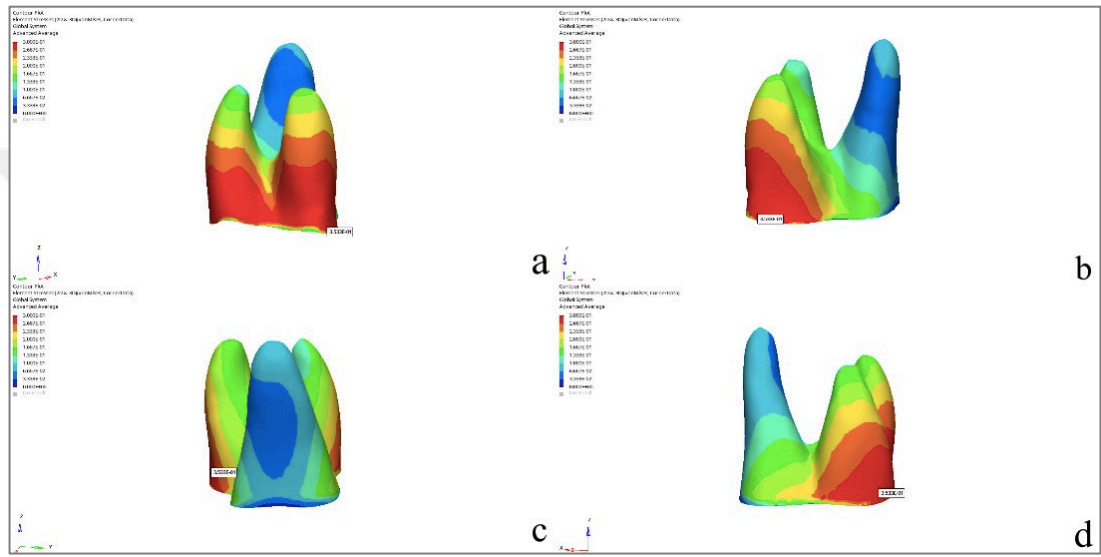
Çalışmada oluşturulan ikinci modelde sağ maksiller birinci ve ikinci diş 0,5 mm kalınlığında şeffaf plak ve diş yüzeyleri boyunca molar distalizasyonu için 0,25 mm yer değiştirmeyi simüle eden lineer bir distalizasyon kuvveti uygulanmıştır. Bu modeldeki plağa ait okluzal-gingival uzunluk diş eti seviyesinin 2 mm üzerinde sonlanmakta ve plak kenarı düz bir formdadır. Mevcut modelde maksiller birinci ve ikinci molar diş üzerine herhangi bir ataşman uygulaması gerçekleştirilmemiştir (Şekil 4.8).



Şekil 4.8 İkinci Sonlu Elemanlar Modeli

4.2.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları

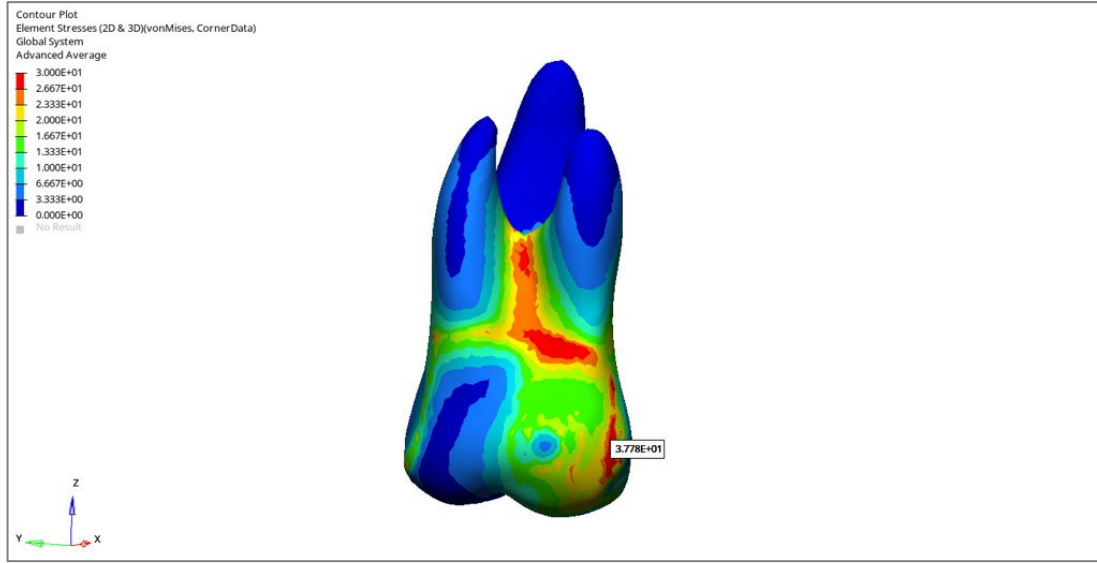
İkinci modelde yapılan analiz sonucuna göre birinci molar diş çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen maksimum von Mises stres değeri 0,3533 MPa değerinde bulunmuştur ve periodontal ligamentin kolede kalan kısmının bukko-mezial köşesindedir. Palatinal köke ait periodontal ligamentin orta üçlü bölgesinin mezial ve palatinal bölgelerinde düşük stres alanları gözlemlenmektedir (Şekil 4.9).



Şekil 4.9 İkinci Modelde, a) Bukkalden b) Mezial, c) Palatinalden, d) Distalden PDL'ye Ait von Mises Stress Alanlarının Gösterimi

4.2.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerine Ait von Mises Stres Bulguları

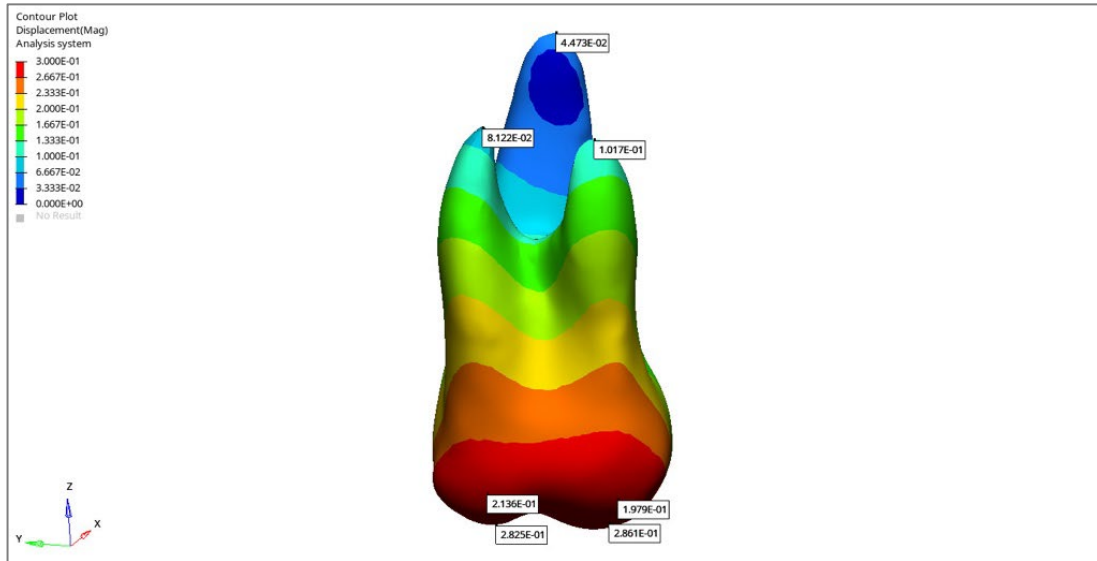
İkinci modelde gerçekleştirilen analiz sonucuna göre birinci molar dişin tamamında gözlenen maksimum von Mises stress değeri 37.78 MPa bulunmuştur ve bu değer birinci molar dişin bukkal yüzeyinin mezialinde kuvvet uygulama noktasına yakın çıkmıştır. Stres dağılımı daha çok mezialde gözlemlenmiş olup, kökler seviyesinde stresin trifurkasyon bölgesinde ve mezial servikal bölgede daha yoğun olduğu, orta üçlü ve apikalde azaldığı izlenmiştir (Şekil 4.10).



Şekil 4.10 İkinci Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri

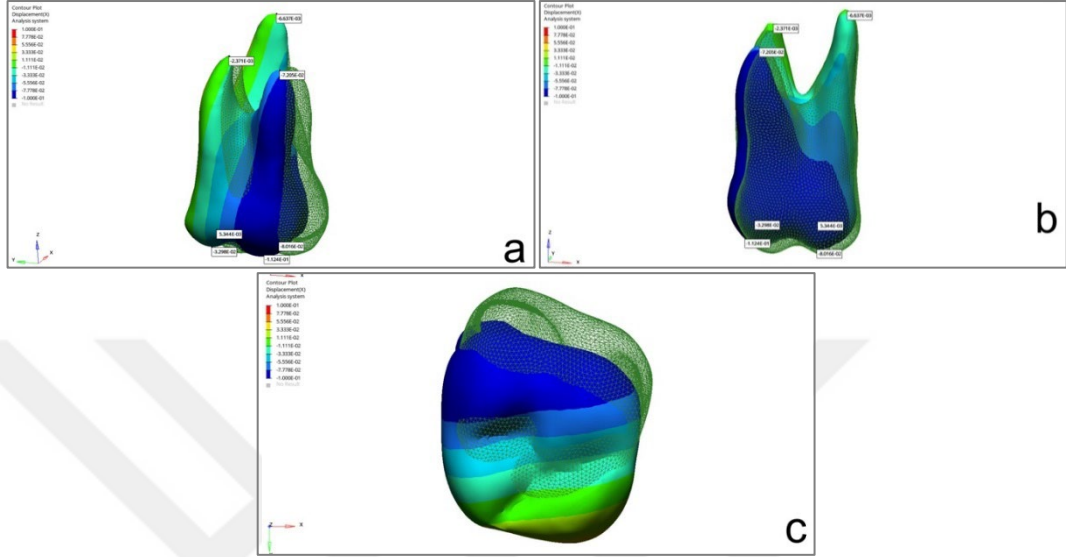
4.2.3. Maksiller Birinci Molar Dişe Ait Yer Değiştirme Bulguları

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek en çok yer değiştirme distobukkallı tüberkül tepesinde; 0,2861 mm olarak, en az yer değiştirme ise palatinal kök ucunda ve 0,04473 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.11).



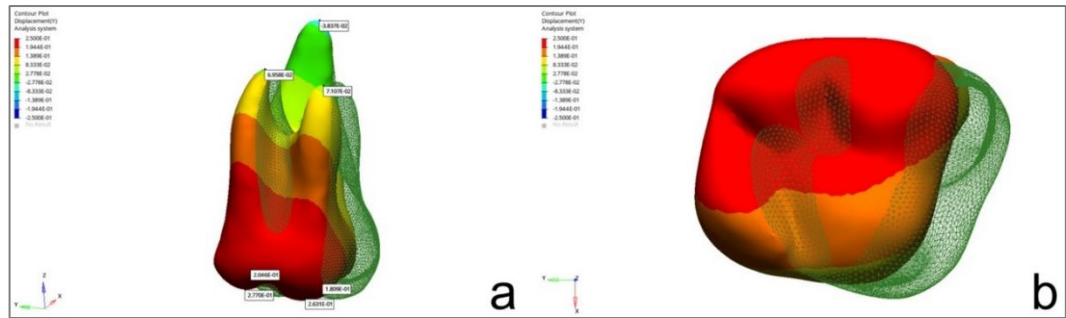
Şekil 4.11 İkinci Modele Ait, Her Üç Eksendeki Yer Değiştirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; X ekseninde gerçekleşen en çok yer değiştirme -0,1124 mm değerinde olup meziobukkal tüberkül tepesinde dir. En düşük yer değiştirme ise -2.371 mm bulunmuş olup, distobukkal kök ucundadır (şekil 4.12).



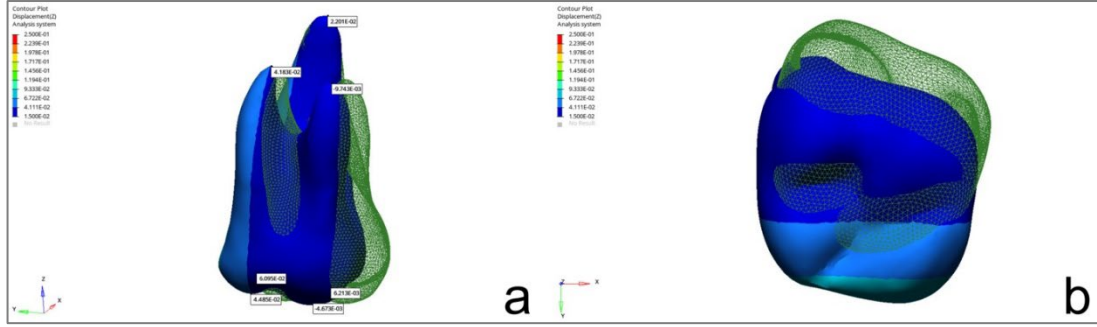
şekil 4.12 *İkinci Modele Ait, st Birinci Molar Dişin X Eksenini zerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Mezialden Görünüm, c) Oklüzalden Görünüm*

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Y ekseninde distal yöndeki en çok yer değiştirme 0,2770 mm değeri ile meziobukkal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. Distal yöndeki en az yer değiştirme ise distobukkal kök ucunda ve 0,06958 mm değerinde gerçekleşmiştir. Mezial yöndeki tek hareket ise palatinal kök ucunda ve -0,03837 mm değerinde bulunmuştur (şekil 4.13).



şekil 4.13 *İkinci Modele Ait, st Birinci Molar Dişin Y Eksenini zerindeki Yer Değiştirme Bulguları; a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm*

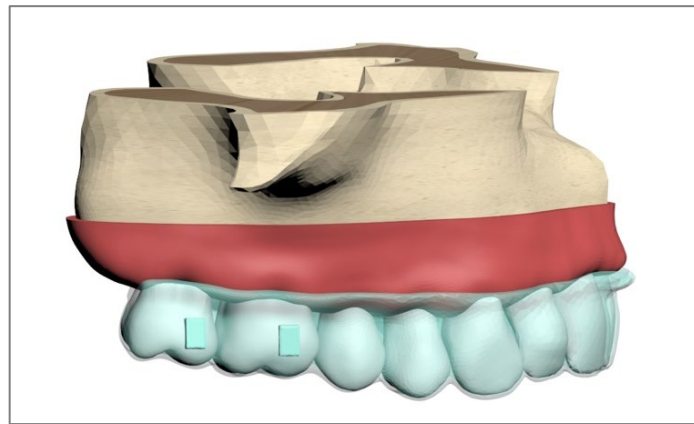
Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Z ekseninde en çok yer değiştirme 0,06095 mm değeri ile distopalatinal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. En az yer değiştirme ise -0,004673 mm değeri ile meziobukkal tüberkül tepesinde görülmüştür (şekil 4.14).



şekil 4.14 *İkinci Modele Ait,  st Birinci Molar Dişin Z Eksenine  zerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm*

4.3.    nc  modele Ait Bulgular

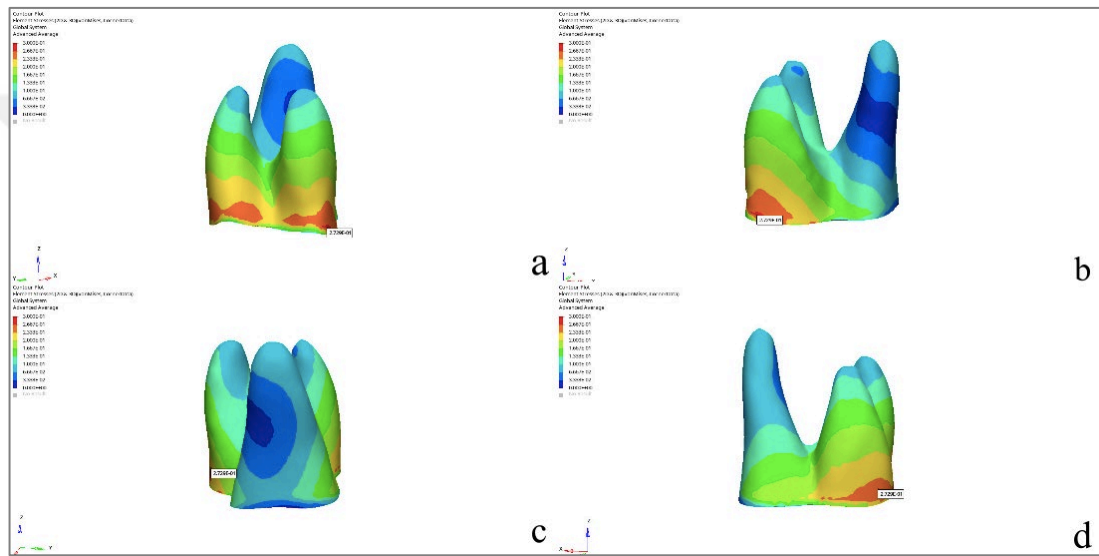
Çalışmada oluşturulan üçüncü modelde sağ maksiller birinci ve ikinci dişe 0,5 mm kalınlığında şeffaf plak ve diş yüzeyleri boyunca molar distalizasyonu için 0,25 mm yer değiştirmeyi simüle eden lineer bir distalizasyon kuvveti uygulanmıştır. Bu modeldeki plağa ait okluzo-gingival uzunluk diş eti seviyesinde sonlanmakta ve plak kenarı düz bir formdadır. Mevcut modelde maksiller birinci ve ikinci molar diş üzerine vertikal dikdörtgen ataşman uygulaması gerçekleştirilmiştir (şekil 4.15).



şekil 4.15 *   nc  Sonlu Elemanlar Modeli*

4.3.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları

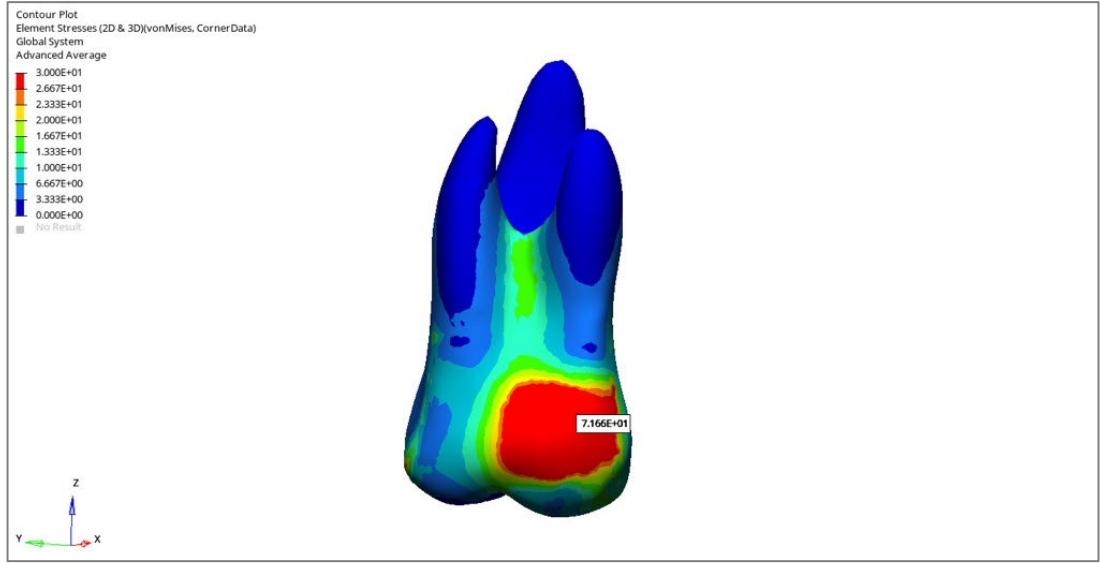
Üçüncü modelde yapılan analiz sonucuna göre birinci molar diş çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen maksimum von Mises stres değeri 0,2729 MPa değerinde bulunmuştur ve periodontal ligamentin kolede kalan kısmının bukko-mezial köşesindedir. Palatinal köke ait periodontal ligamentin orta üçlü bölgesinin daha çok mezial inde olmak üzere, palatinal ve mezial bölgelerinde düşük stres alanları gözlemlenmektedir (Şekil 4.16).



Şekil 4.16 Üçüncü Modelde, a) Bukkalden b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL'ye Ait von Mises Stres Alanlarının Gösterimi

4.3.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerine Ait von Mises Stres Bulguları

Üçüncü modelde gerçekleştirilen analiz sonucuna göre birinci molar dişin tamamında gözlenen maksimum von Mises stress değeri 71.66 MPa bulunmuştur ve bu değer birinci molar dişin bukkal yüzeyinin mezialinde kuvvet uygulama noktasına yakın çıkmıştır. Yüksek stres dağılımı geniş bir kitle halinde ataşmanın bulunduğu mezial kısımda gözlemlenmiştir. Kökler seviyesinde stressin trifurkasyon bölgesinde diğer kök yüzeylerine göre daha yoğun olduğu izlenmiştir (Şekil 4.17).

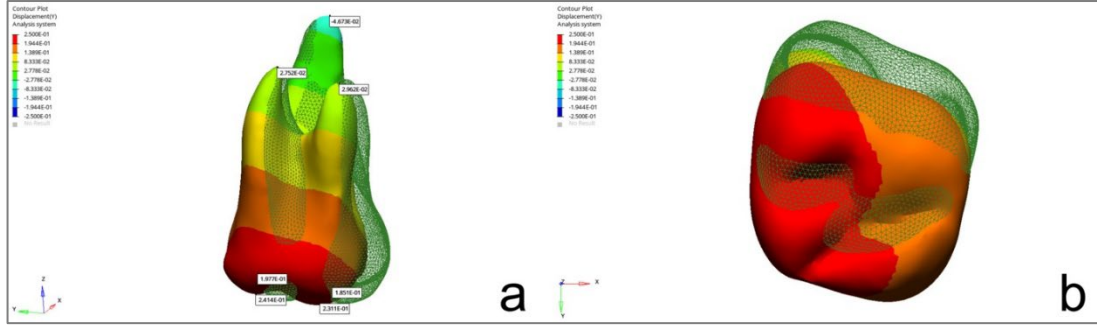


Şekil 4.17 Üçüncü Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri

4.3.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirme Bulguları

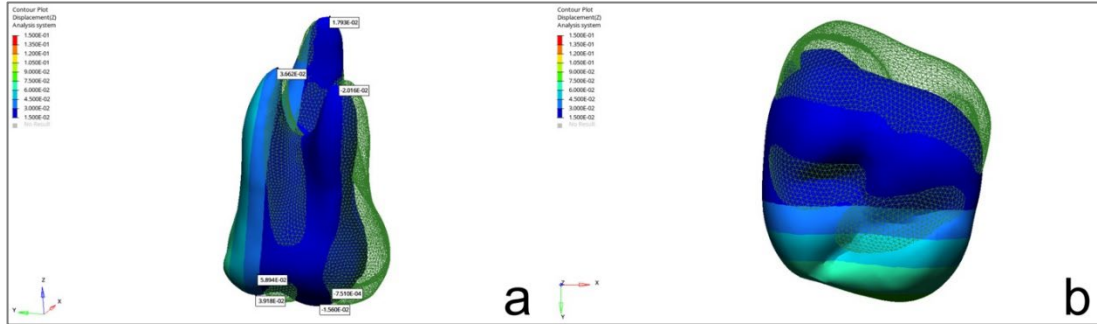
Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek en çok yer değiştirme distobukkal tüberkül tepesinde ve 0,2453 mm olarak, en az yer değiştirme ise distobukkal kök ucunda ve 0,04628 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.18).

mm değeri ile distobukkal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. Distal yöndeki en az yer değiştirme ise distobukkal kök ucunda ve 0,02752 mm değerinde gerçekleşmiştir. Mezial yöndeki tek hareket ise palatinal kök ucunda ve -0,04673 mm değerinde bulunmuştur. (Şekil 4.20).



Şekil 4.20 Üçüncü Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Y Eksenini Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları: a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Z ekseninde en çok yer değiştirme 0,05894 mm değeri ile distopalatinal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. En az yer değiştirme ise -0,0007 mm değeri ile meziobukkal tüberkül tepesinde görülmüştür (Şekil 4.21).

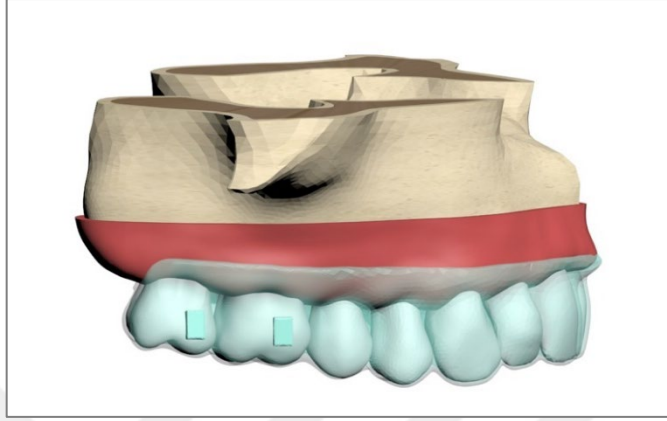


Şekil 4.21 Üçüncü Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Z Eksenini Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm

4.4. Dördüncü Modele Ait Bulgular

Çalışmada oluşturulan dördüncü modelde sağ maksiller birinci ve ikinci diş 0,5 mm kalınlığında şeffaf plak ve diş yüzeyleri boyunca molar distalizasyonu için 0,25 mm yer değiştirmeyi simüle eden lineer bir distalizasyon kuvveti uygulanmıştır.

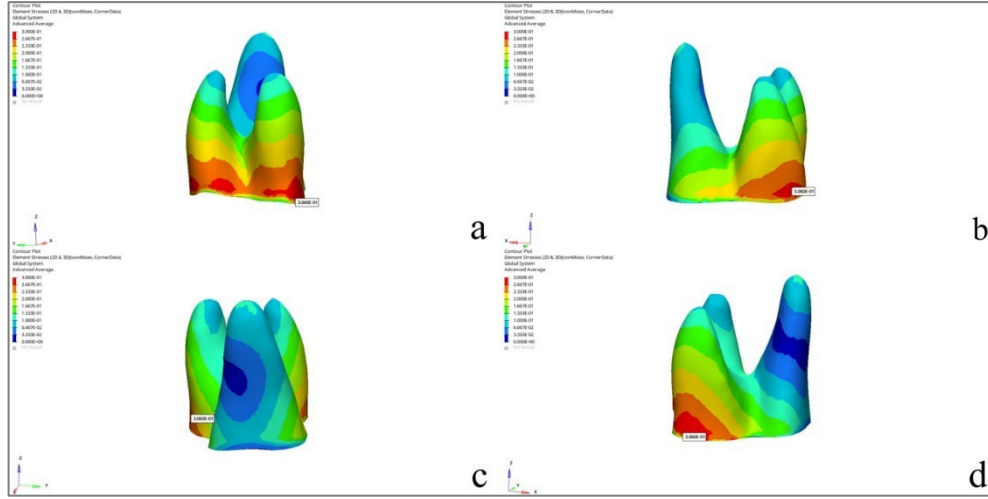
Bu modeldeki plağa ait okluzo-gingival uzunluk diş eti seviyesinin 2 mm üzerinde sonlanmakta ve plak kenarı düz bir formdadır. Mevcut modelde maksiller birinci ve ikinci molar diş üzerine vertikal dikdörtgen ataşman uygulaması gerçekleştirilmiştir (Şekil 4.22).



Şekil 4.22 *Dördüncü Sonlu Elemanlar Modeli*

4.4.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları

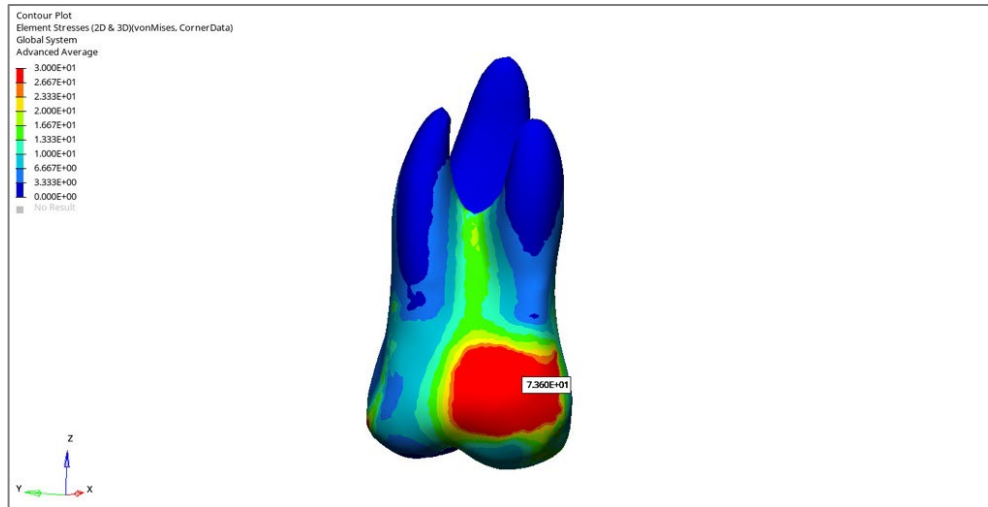
Dördüncü modelde yapılan analiz sonucuna göre birinci molar diş çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen maksimum von Mises stres değeri 0,3060 MPa değerinde bulunmuştur ve periodontal ligamentin kolede kalan kısmının bukkal-mezial köşesindedir. Palatinal köke ait periodontal ligamentin orta üçlü bölgesinin daha çok mezialinde olmak üzere, palatinal ve mezial bölgelerinde düşük stres alanları gözlemlenmektedir (Şekil 4.23).



Şekil 4.23 Dördüncü Modelde, a) Bukkalden b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL'ye Ait von Mises Stres Alanlarının Gösterimi

4.4.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerine Ait von Mises Stres Bulguları

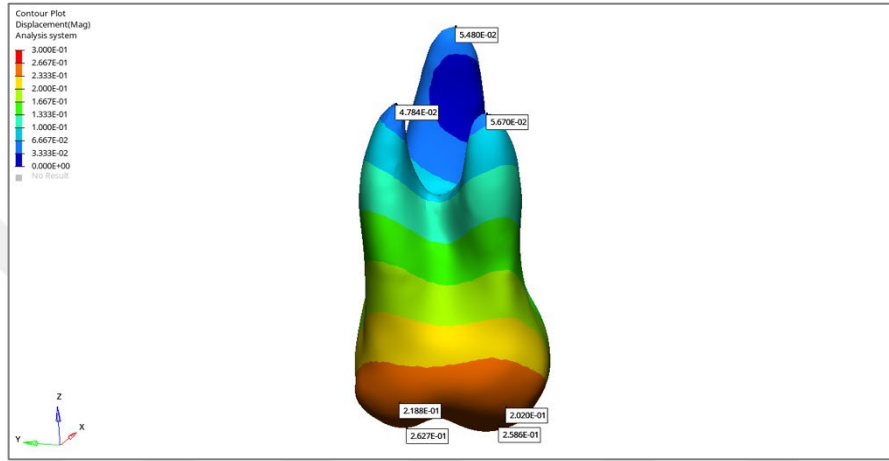
Dördüncü modelde gerçekleştirilen analiz sonucuna göre birinci molar dişin tamamında gözlenen maksimum von Mises stress değeri 73.60 MPa bulunmuştur ve bu değer birinci molar dişin bukkal yüzeyinin mezialinde kuvvet uygulama noktasına yakın çıkmıştır. Yüksek stres dağılımı geniş bir kitle halinde ataşmanın bulunduğu mezial kısımda gözlemlenmiştir. Kökler seviyesinde stressin trifurkasyon bölgesi ve mezial servikal bölgede, orta üçlü ve apikale göre nispeten daha yoğun olduğu izlenmiştir (Şekil 4.24).



Şekil 4.24 Dördüncü Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri

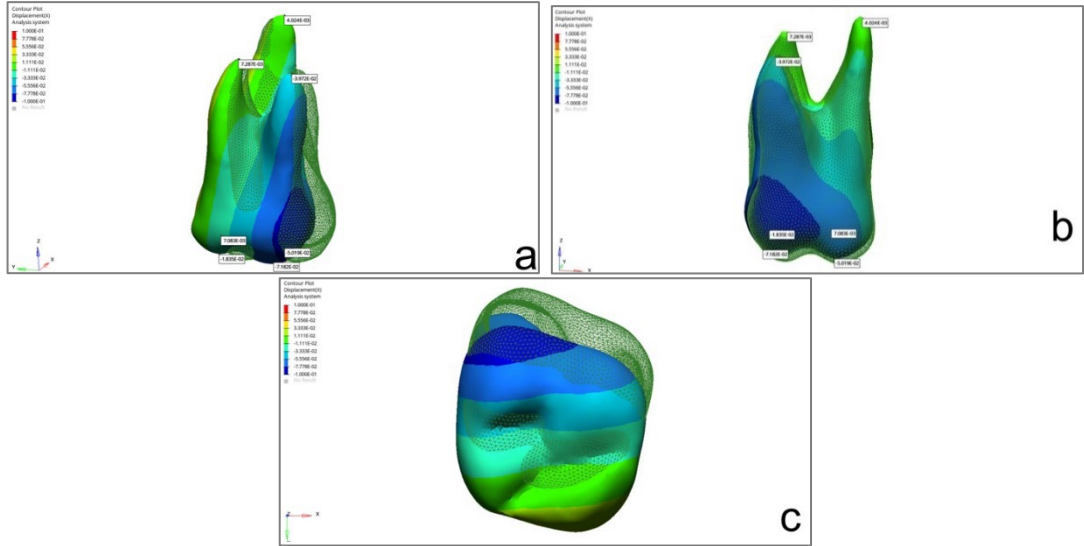
4.4.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değişirme Bulguları

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; her üç eksenindeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek en çok yer değiştirme distobukkal tüberkül tepesinde; 0,2627 mm olarak, en az yer değiştirme ise distobukkal kök ucunda ve 0,04784 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.25).



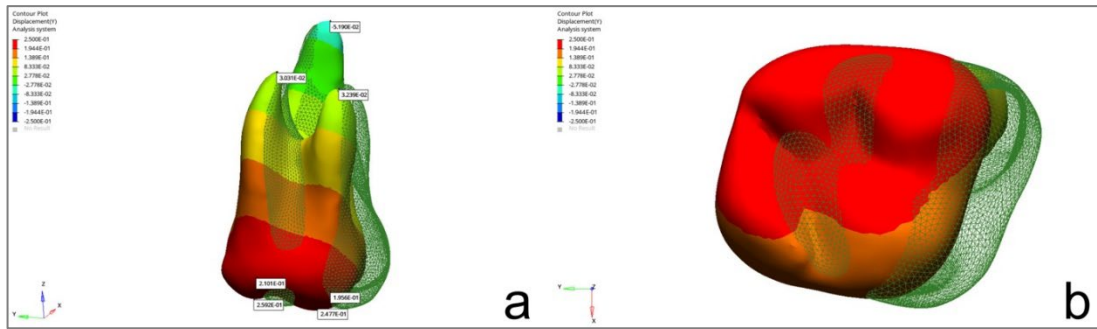
Şekil 4.25 Dördüncü Modele Ait, Her Üç Eksenindeki Yer Değişirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; X ekseninde gerçekleşen en çok yer değiştirme -0,07182 mm değerinde olup meziobukkal tüberkül tepesindedir. En düşük yer değiştirme ise -0,004024 mm bulunmuş olup, distobukkal tüberkül tepesindedir (Şekil 4.26).



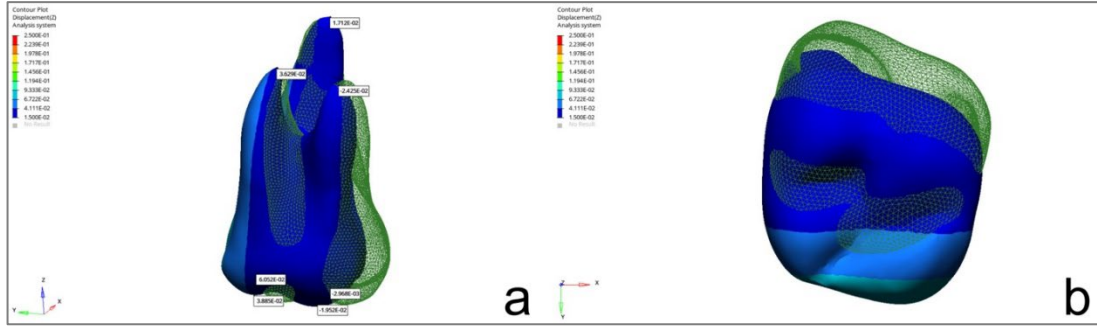
Şekil 4.26 Dördüncü Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin X Eksenini Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları; a) Bukkalden Görünüm, b) Mezialden Görünüm, c) Oklüzalden Görünüm

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Y ekseninde distal yöndeki en çok yer değiştirme 0,2592 mm değeri ile distobukkal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. Distal yöndeki en az yer değiştirme ise distobukkal kök ucunda ve 0,03031 mm değerinde gerçekleşmiştir. Mezial yöndeki tek hareket ise palatinal kök ucunda ve -0,05190 mm değerinde bulunmuştur. (Şekil 4.27).



Şekil 4.27 Dördüncü Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Y Eksenini Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm

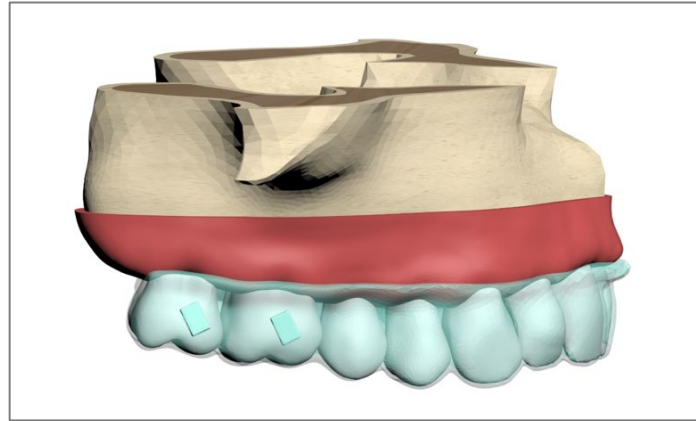
Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Z ekseninde en çok yer değiştirme 0,06052 mm değeri ile distopalatinal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. En az yer değiştirme ise -0,00296 mm değeri ile meziobukkal tüberkül tepesinde görülmüştür (Şekil 4.28).



Şekil 4.28 Dördüncü Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Z Eksenine Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm

4.5. Beşinci Modele Ait Bulgular

Çalışmada oluşturulan beşinci modelde sağ maksiller birinci ve ikinci diş 0,5 mm kalınlığında şeffaf plak ve diş yüzeyleri boyunca molar distalizasyonu için 0,25 mm yer değiştirmeyi simüle eden lineer bir distalizasyon kuvveti uygulanmıştır. Bu modeldeki plağa ait okluzogingival uzunluk diş eti seviyesinde sonlanmakta ve plak kenarı düz bir formdadır. Mevcut modelde maksiller birinci ve ikinci molar diş üzerine vertikal dikdörtgen ataşman, 25 derece distale yatacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 4.29).

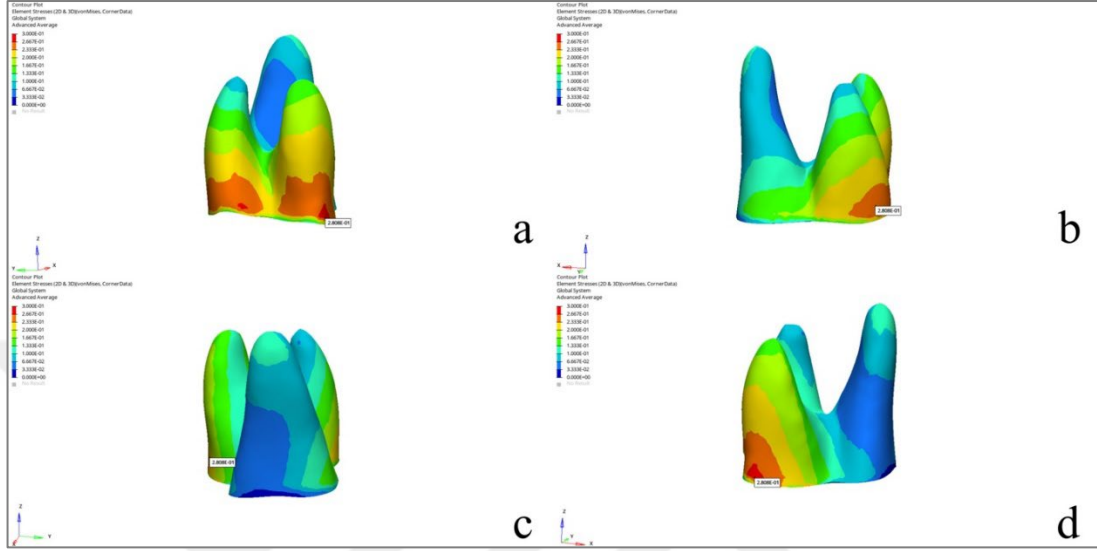


Şekil 4.29 Beşinci Sonlu Elemanlar Modeli

4.5.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları

Beşinci modelde yapılan analiz sonucuna göre birinci molar diş çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen maksimum von Mises stres değeri 0,2808 MPa

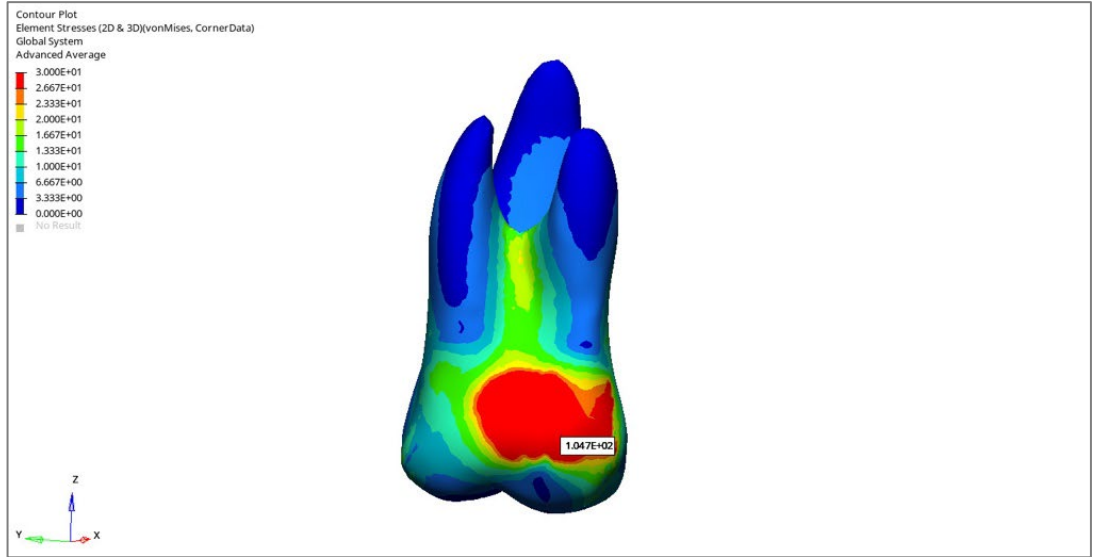
değerinde bulunmuştur ve periodontal ligementin kolede kalan kısmının bukko-mezial köşesindedir. Palatinal köke ait periodontal ligementin orta üçlü ve servikal üçlü bölgelerinin daha çok mezial inde olmak üzere, palatinal ve mezial ve bukkal bölgelerinde düşük stres alanları gözlemlenmektedir (Şekil 4.30).



Şekil 4.30 Beşinci Modelde, a) Bukkalden b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL'ye Ait von Mises Stres Alanlarının Gösterimi

4.5.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerindeki von Mises Stres Bulguları

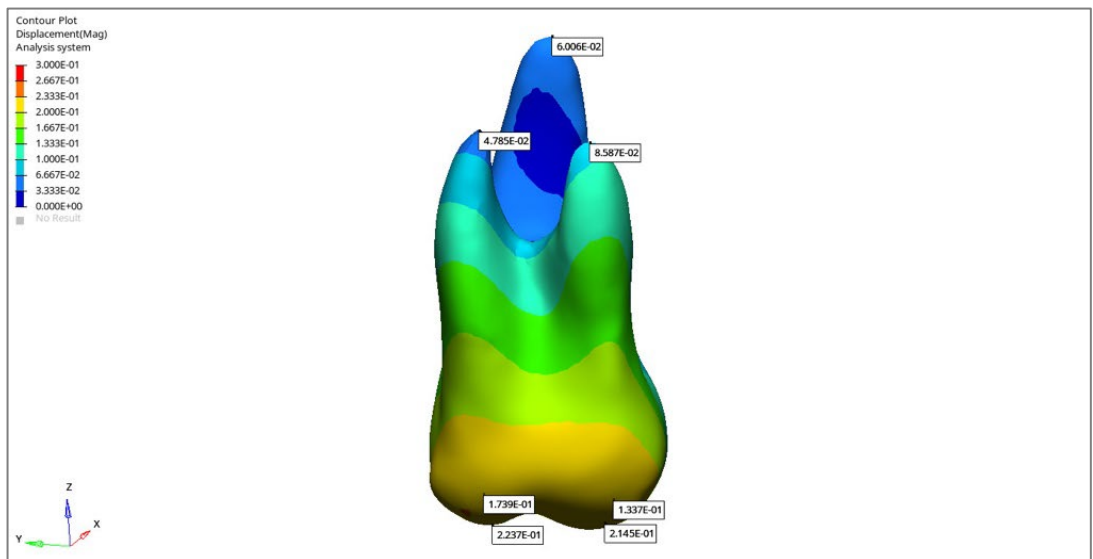
Beşinci modelde gerçekleştirilen analiz sonucuna göre birinci molar dişin tamamında gözlenen maksimum von Mises stress değeri 104.7 MPa bulunmuştur ve bu değer birinci molar dişin bukkal yüzeyinin mezialinde kuvvet uygulama noktasına yakın çıkmıştır. Yüksek stres dağılımı geniş bir kitle halinde ataşmanın bulunduğu bukko-mezial kısımdan, dişin kronunun bukkal oluğunu da geçerek distal kısmına devam edecek şekilde gözlemlenmiştir. Kökler seviyesinde stressin trifurkasyon bölgesinde, orta üçlü ve apikale göre nispeten daha yoğun olduğu izlenmiştir (Şekil 4.31).



Şekil 4.31 Beşinci Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri

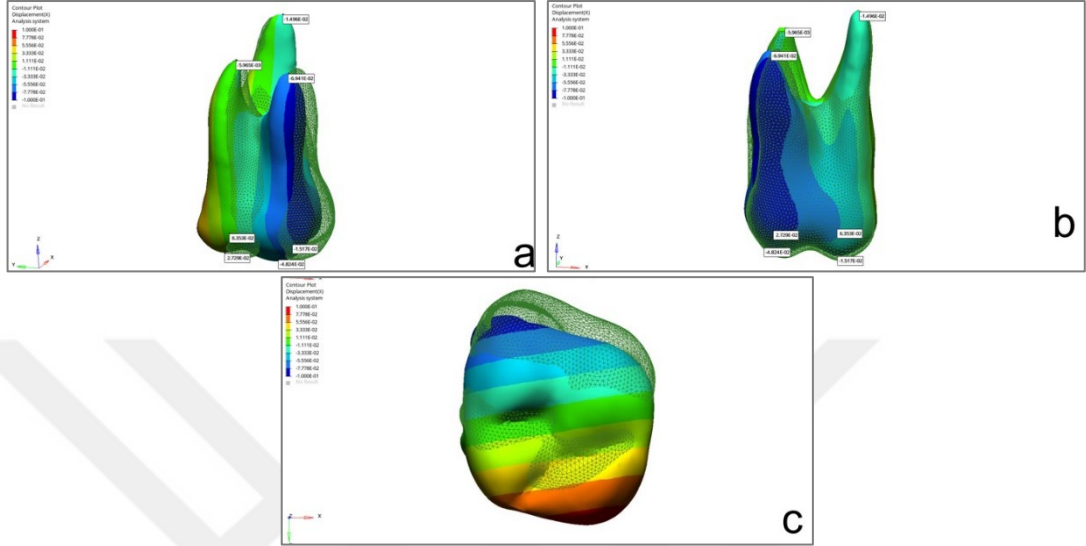
4.5.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirme Bulguları

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek en çok yer değiştirme distobukkal tüberkül tepesinde; 0,2237 mm olarak, en az yer değiştirme ise distobukkal kök ucunda ve 0,04785 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.32).



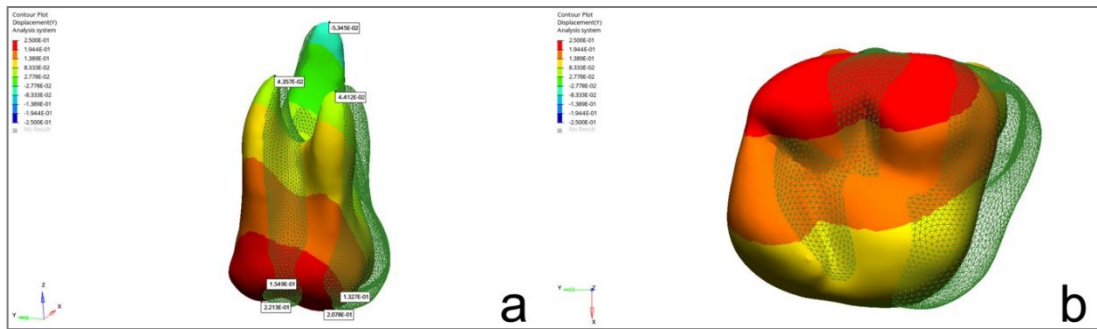
Şekil 4.32 Beşinci Modele Ait, Her Üç Eksendeki Yer Değiştirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; X ekseninde gerçekleşen en çok yer değiştirme -0,06941 mm değerinde olup meziobukkal kök ucundadır. En düşük yer değiştirme ise -0,005965 mm bulunmuş olup, distobukkal tüberkül tepesindedir (şekil 4.33).



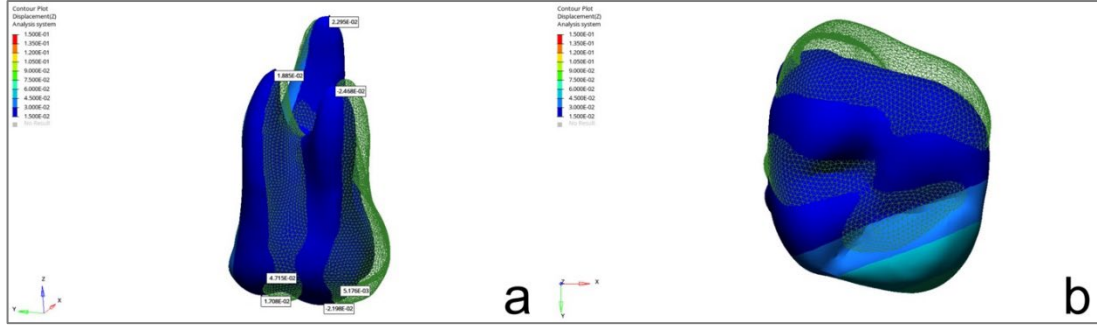
şekil 4.33 Beşinci Modele Ait,  st Birinci Molar Dişin X Eksenini  zerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Mezialden Görünüm c) Oklüzalden Görünüm

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Y ekseninde distal yöndeki en çok yer değiştirme 0,2213 mm değeri ile distobukkal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. Distal yöndeki en az yer değiştirme ise distobukkal kök ucunda ve 0,04357 mm değerinde gerçekleşmiştir. Mezial yöndeki tek hareket ise palatinal kök ucunda ve -0,05345 mm değerinde bulunmuştur. (şekil 4.34).



şekil 4.34 Beşinci Modele Ait,  st Birinci Molar Dişin Y Eksenini  zerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm

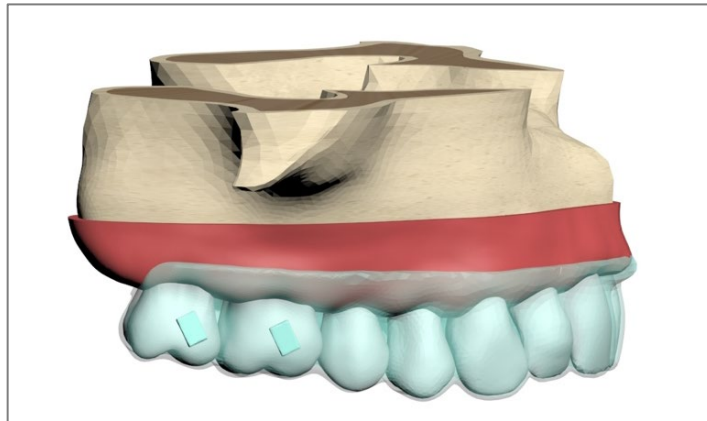
Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Z ekseninde en çok yer değiştirme 0,04715 mm değeri ile distopalatinal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. En az yer değiştirme ise -0,005176 mm değeri ile meziopalatinal tüberkül tepesinde görülmüştür (Şekil 4.35).



Şekil 4.35 Beşinci Modele Ait, Üst Birinci Molar Dişin Z Eksen Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm

4.6. Altıncı Modele Ait Bulgular

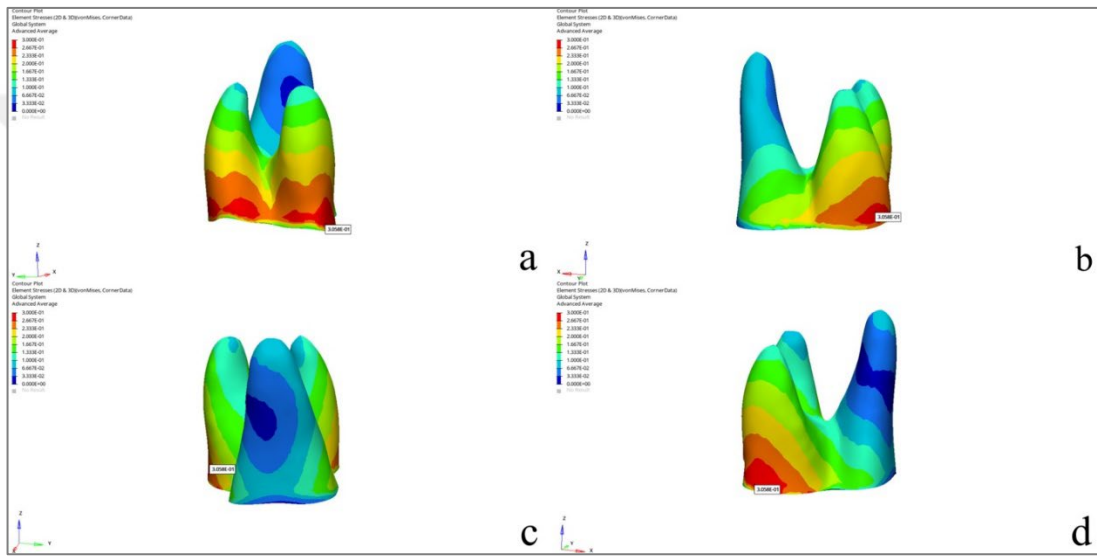
Çalışmada oluşturulan altıncı modelde sağ maksiller birinci ve ikinci diş 0,5 mm kalınlığında şeffaf plak ve diş yüzeyleri boyunca molar distalizasyonu için 0,25 mm yer değiştirmeyi simüle eden lineer bir distalizasyon kuvveti uygulanmıştır. Bu modeldeki plağa ait okluzogingival uzunluk diş eti seviyesinin 2 mm üzerinde sonlanmakta ve plak kenarı düz bir formdadır. Mevcut modelde maksiller birinci ve ikinci molar diş üzerine vertikal dikdörtgen ataşman, 25 derece distale yatacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 4.36).



Şekil 4.36 Altıncı Sonlu Elemanlar Modeli

4.6.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları

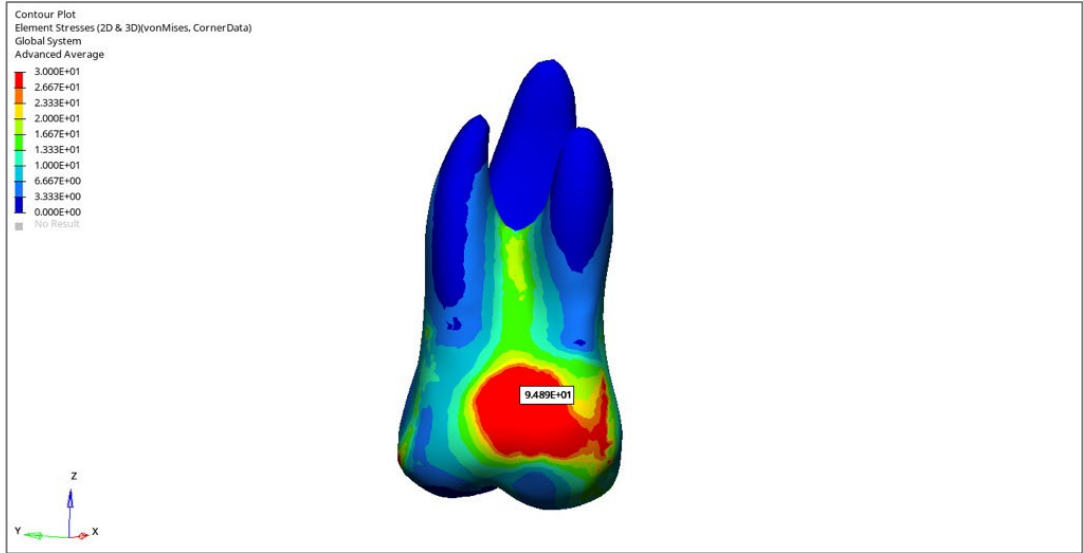
Altıncı modelde yapılan analiz sonucuna göre birinci molar diş çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen maksimum von Mises stres değeri 0,3058 MPa değerinde bulunmuştur ve periodontal ligamentin kolede kalan kısmının bukko-mezial köşesinde dir. Palatinal köke ait periodontal ligamentin orta üçlü bölgelesinin daha çok mezial inde olmak üzere, palatinal ve mezial ve bukkal bölgelerinde düşük stres alanları gözlemlenmektedir (Şekil 4.37).



Şekil 4.37 Altıncı Modelde a) Bukkalden b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL'ye Ait von Mises Stres Alanlarının Gösterimi

4.6.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerine Ait von Mises Stres Bulguları

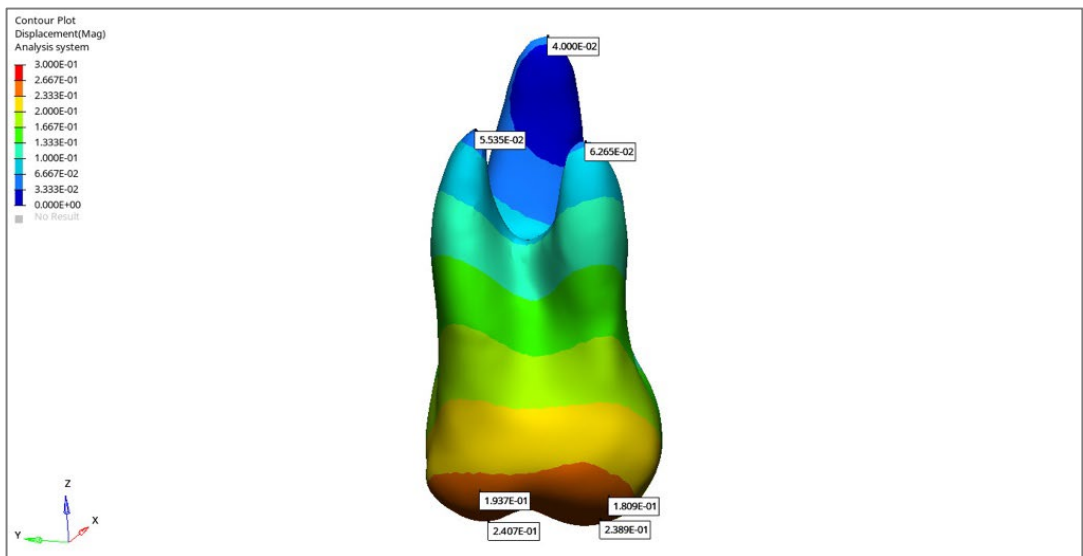
Altıncı modelde gerçekleştirilen analiz sonucuna göre birinci molar dişin tamamında gözlemlenen maksimum von Mises stress değeri 94.89 MPa bulunmuştur ve bu değer birinci molar dişin bukkal yüzeyinin mezialinde, eğimli yerleştirilen vertical ataşmanın disto-gingivalde kalan ucuna denk gelen diş yüzeyine yakın çıkmıştır. Yüksek stres dağılımı geniş bir kitle halinde ataşmanın bulunduğu bukko-mezial kısımdan, dişin kronunun bukkal oluşunu da geçerek distal kısmına devam edecek şekilde daha çok orta kısımda gözlemlenmiştir. Kökler seviyesinde stressin trifurkasyon bölgesinde, orta üçlü ve apikale göre nispeten daha yoğun olduğu izlenmiştir (Şekil 4.38).



Şekil 4.38 Altıncı Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri

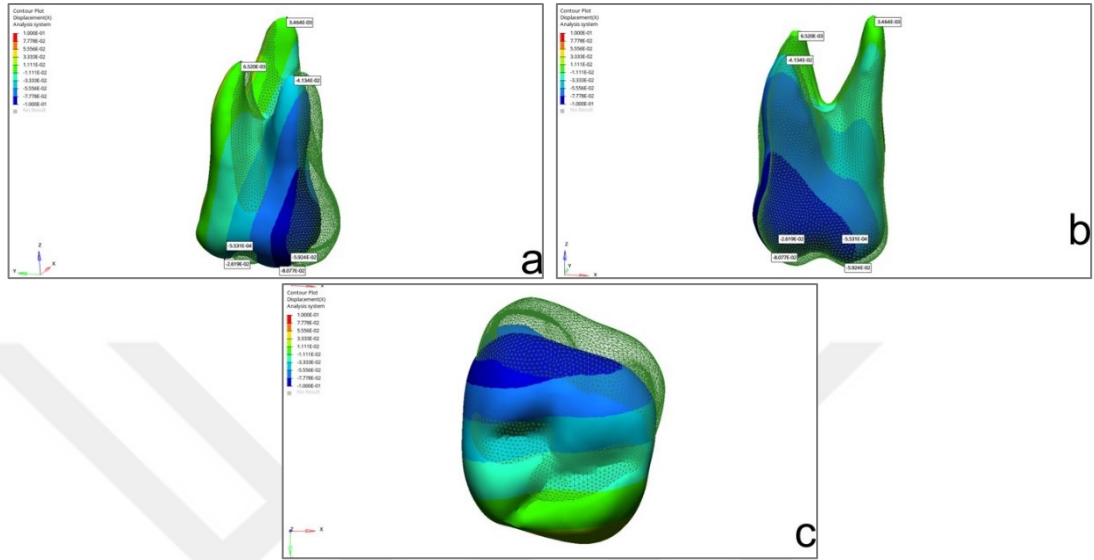
4.6.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirme Bulguları

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek en çok yer değiştirme distobukkal tüberkül tepesinde; 0,2407 mm olarak, en az yer değiştirme ise palatinal kök ucunda ve 0,04000 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.39).



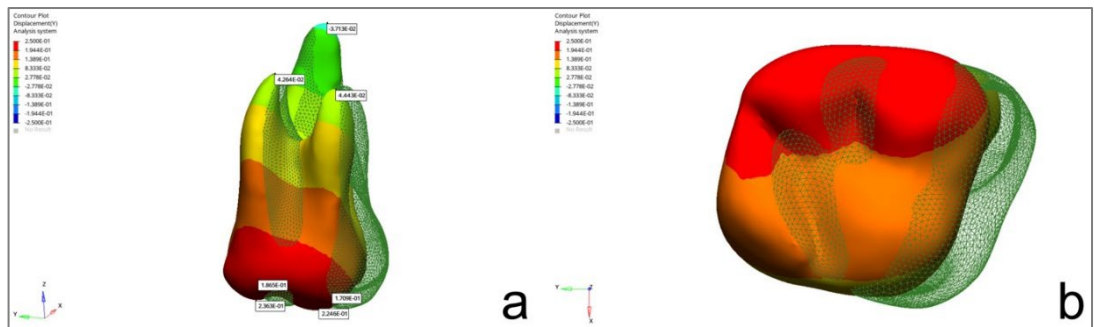
Şekil 4.39 Altıncı Modele Ait, Her Üç Eksendeki Yer Değiştirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; X ekseninde gerçekleşen en çok yer değiştirme -0,08077 mm değerinde olup meziobukkal kök ucundadır. En düşük yer değiştirme ise -0,00055 mm bulunmuş olup, distopalatinal tüberkül tepesindedir (şekil 4.40).



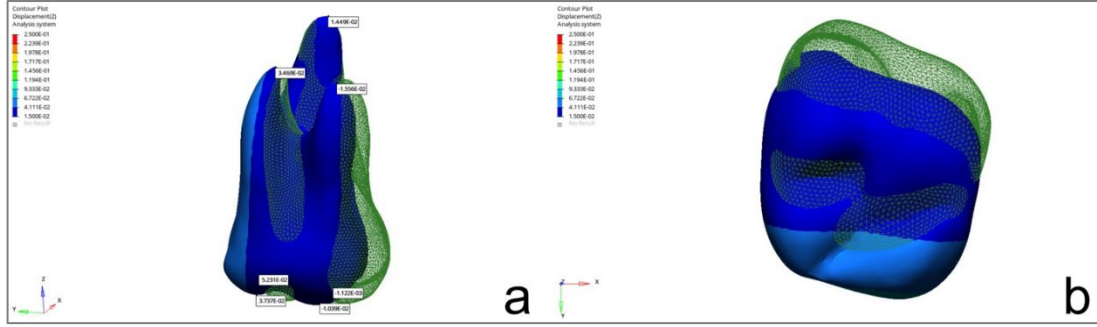
şekil 4.40 Altıncı Modele Ait, st Birinci Molar Dişin X Eksenı zerindeki Yer Değiştirme Bulguları; a) Bukkalden Görünüm, b) Mezialden Görünüm, c) Oklüzalden Görünüm

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Y ekseninde distal yöndeki en çok yer değiştirme 0,2363 mm değeri ile distobukkal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. Distal yöndeki en az yer değiştirme ise distobukkal kök ucunda ve 0,04264 mm değerinde gerçekleşmiştir. Mezial yöndeki tek hareket ise palatinal kök ucunda ve -0,03713 mm değerinde bulunmuştur. (şekil 4.41).



şekil 4.41 Altıncı Modele Ait, st Birinci Molar Dişin Y Eksenı zerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm

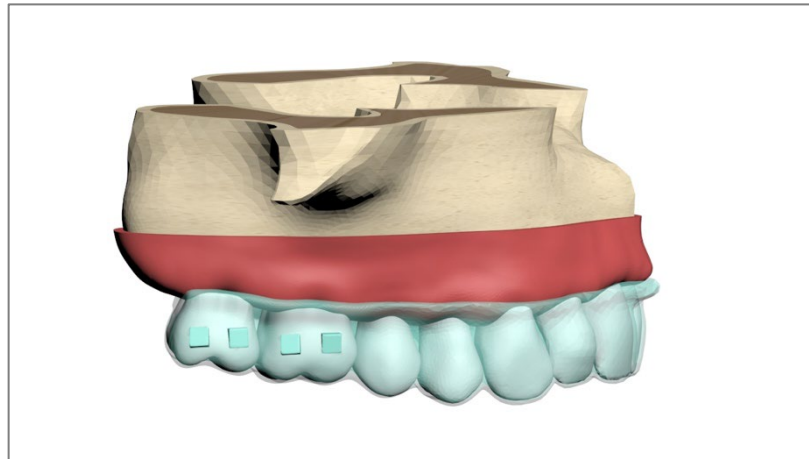
Maksiller birinci molar dişin tüberköl tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Z ekseninde en çok yer değiştirme 0,05231 mm değeri ile distopalatinal tüberköl tepesinde gerçekleşmiştir. En az yer değiştirme ise -0,001122 mm değeri ile meziopalatinal tüberköl tepesinde görölümüştür (şekil 4.42).



şekil 4.42 *Altıncı Modele Ait, Üşt Birinci Molar Dişin Z Eksenine Üzerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm*

4.7. Yedinci Modele Ait Bulgular

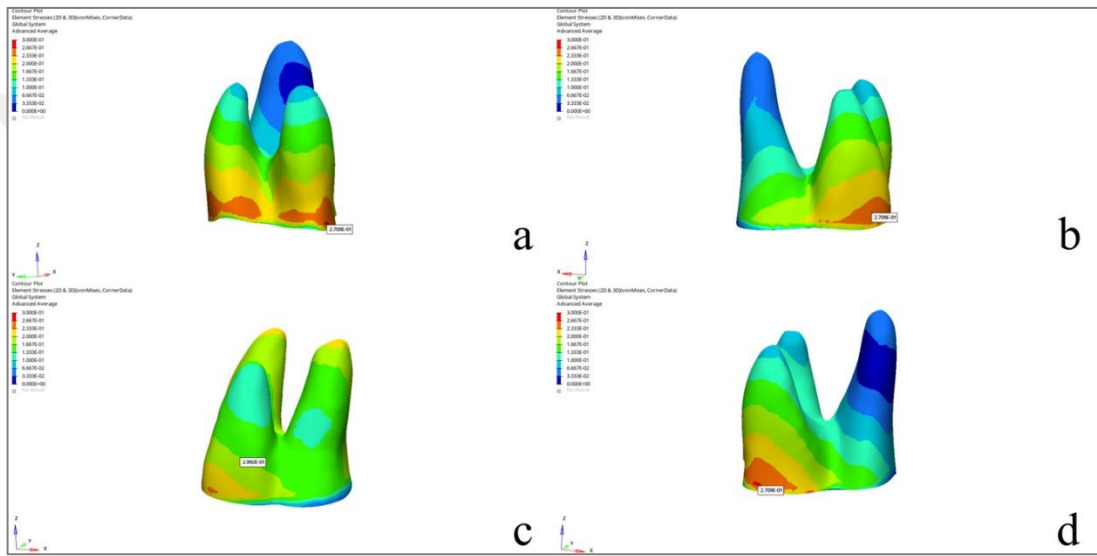
Çalışmada oluşturulan yedinci modelde sağ maksiller birinci ve ikinci dişe 0,5 mm kalınlığında şeffaf plak ve diş yüzeyleri boyunca molar distalizasyonu için 0,25 mm yer değiştirmeyi simüle eden lineer bir distalizasyon kuvveti uygulanmıştır. Bu modeldeki plağa ait okluzo-gingival uzunluk diş eti seviyesinde sonlanmakta ve düş bir formdadır. Mevcut modelde maksiller birinci ve ikinci molar diş üzerine ikişer adet horizontal ataşman uygulaması yapılmıştır. Ataşmanlardan mezialdeki oklüzale, distaldeki ise gingivale bevellidir. Bevel dereceleri 20 derecedir (şekil 4.43).



şekil 4.43 *Yedinci Sonlu Elemanlar Modeli*

4.7.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları

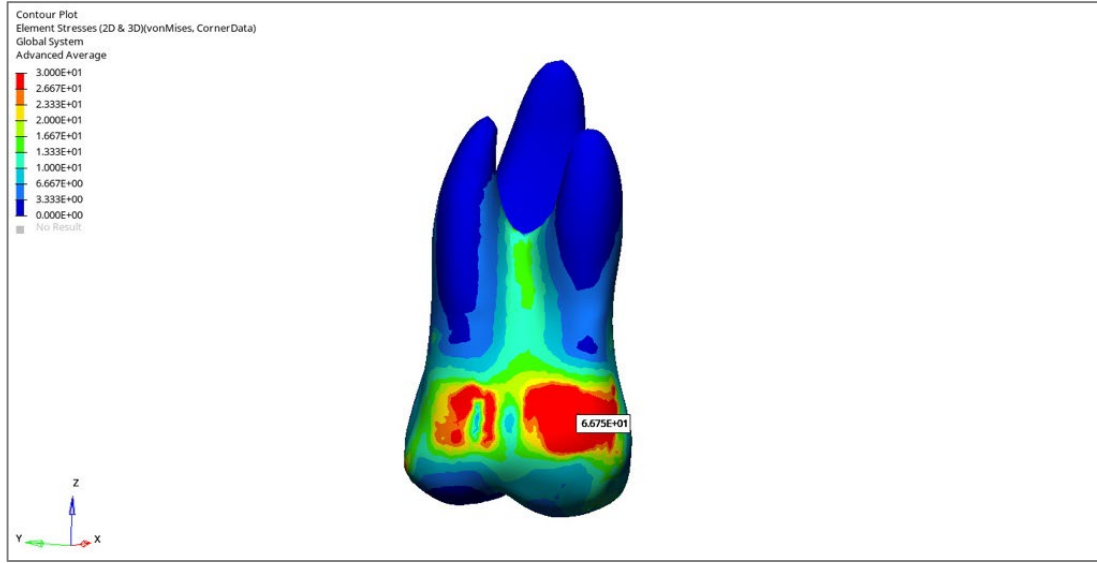
Altıncı modelde yapılan analiz sonucuna göre birinci molar diş çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen maksimum von Mises stres değeri 0,2709 MPa değerinde bulunmuştur ve periodontal ligamentin kolede kalan kısmının bukko-mezial köşesinde yer almaktadır. Palatinal köke ait periodontal ligamentin apikal ve orta üçlü bölgelerinin birleşiminin daha çok mezial inde olmak üzere mezial ve bukkal bölgelerinde düşük stres alanları gözlemlenmektedir (Şekil 4.44).



Şekil 4.44 Yedinci Modelde a) Bukkalden b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL'ye Ait Von Mises Stres Alanlarının Gösterimi

4.7.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Kökündeki von Mises Stres Bulguları

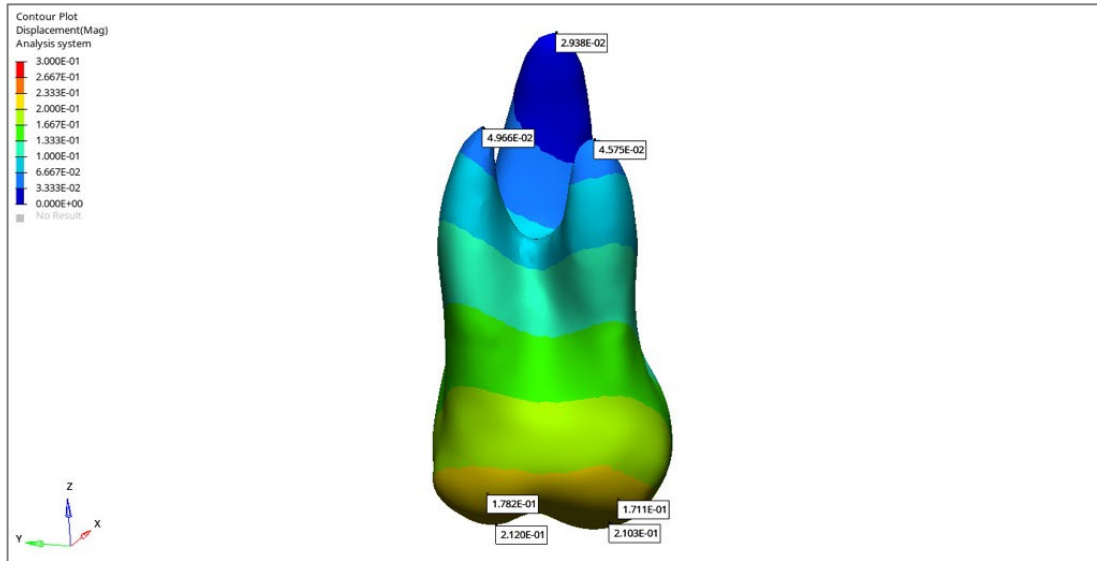
Yedinci modelde gerçekleştirilen analiz sonucuna göre birinci molar dişin tamamında gözlenen maksimum von Mises stress değeri 66.75 MPa bulunmuştur ve bu değer birinci molar dişin bukkal yüzeyinin ortasında iki ataşman arası alanda çıkmıştır. Yüksek stres dağılımı geniş bir kitle halinde ataşmanın bulunduğu bukko-mezial kısımdan, dişin kronunun bukkalının hem mezial hem distal bölgelerinde, ataşman yerleşim alanlarında gözlemlenmiştir. Kökler seviyesinde stressin trifurkasyon bölgesinde, orta üçlü ve apikale göre nispeten daha yoğun olduğu izlenmiştir (Şekil 4.45).



Şekil 4.45 Yedinci Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri

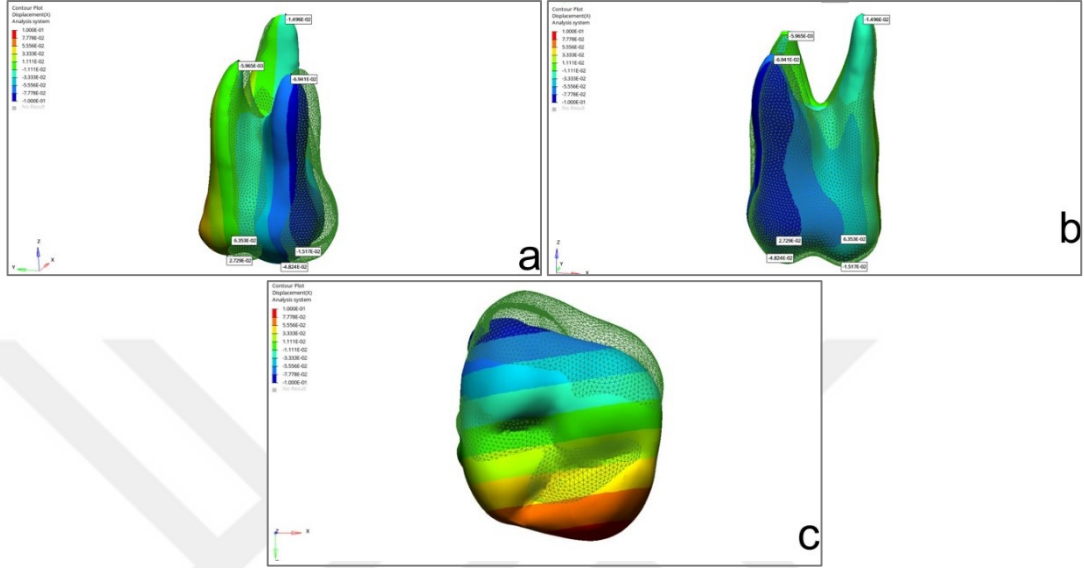
4.7.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirme Bulguları

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek en çok yer değiştirme distobukkall tüberkül tepesinde; 0,2120 mm olarak, en az ise palatinal kök ucunda ve 0,2938 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.46).



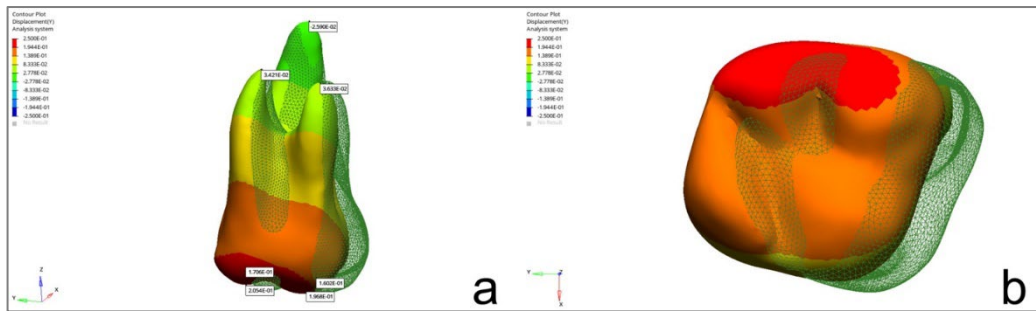
Şekil 4.46 Yedinci Modele Ait, Her Üç Eksendeki Yer Değiştirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; X ekseninde gerçekleşen en çok yer değiştirme -0,07410 mm değerinde olup meziobukkal tüberkül tepesindedir. En düşük yer değiştirme ise -0,00732 mm bulunmuş olup, palatinal kök ucundadır (şekil 4.47).



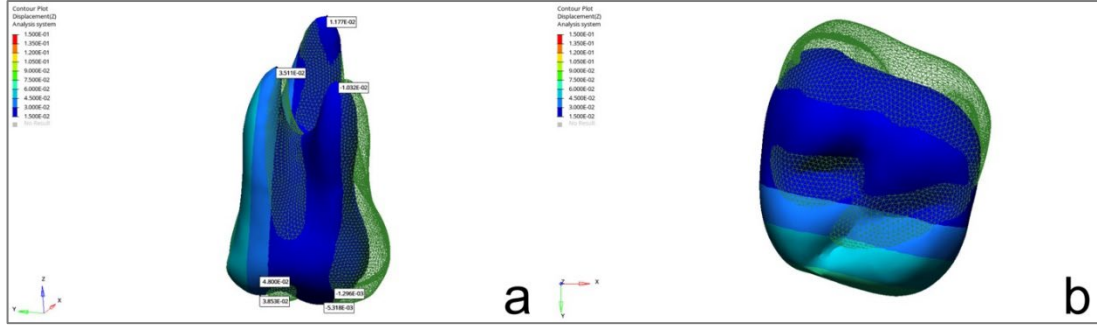
şekil 4.47 Yedinci Modele Ait, st Birinci Molar Dişin X Eksenini zerindeki Yer Değiştirme Bulguları; a) Bukkalden Görünüm, b) Mezialden Görünüm, c) Oklüzalden Görünüm

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Y ekseninde distal yöndeki en çok yer değiştirme 0,2054 mm değeri ile distobukkal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. Distal yöndeki en az yer değiştirme ise distobukkal kök ucunda ve 0,03421 mm değerinde gerçekleşmiştir. Mezial yöndeki tek hareket ise palatinal kök ucunda ve -0,02590 mm değerinde bulunmuştur. (şekil 4.48).



şekil 4.48 Yedinci Modele Ait, st Birinci Molar Dişin Y Eksenini zerindeki Yer Değiştirme Bulguları. ste; Bukkalden Görünüm, Altta; Oklüzalden Görünüm

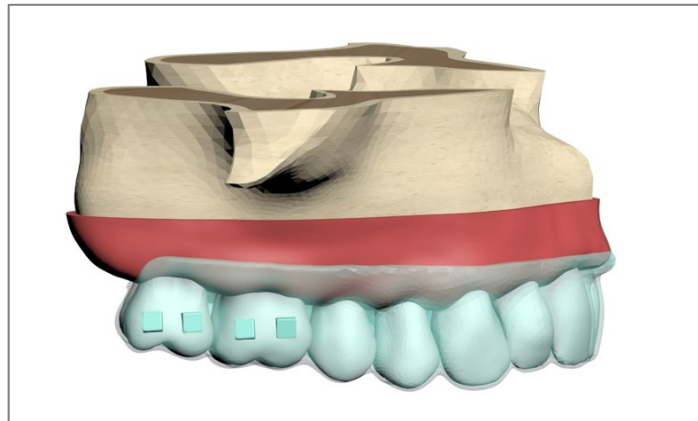
Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Z ekseninde en çok yer değiştirme 0,04800 mm değeri ile distopalatinal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. En az yer değiştirme ise -0,001296 mm değeri ile meziopalatinal tüberkül tepesinde grlmştir (şekil 4.49).



şekil 4.49 Yedinci Modele Ait, st Birinci Molar Dişin Z Eksen zerindeki Yer Değiştirme Bulguları

4.8. Sekizinci Modele Ait Bulgular

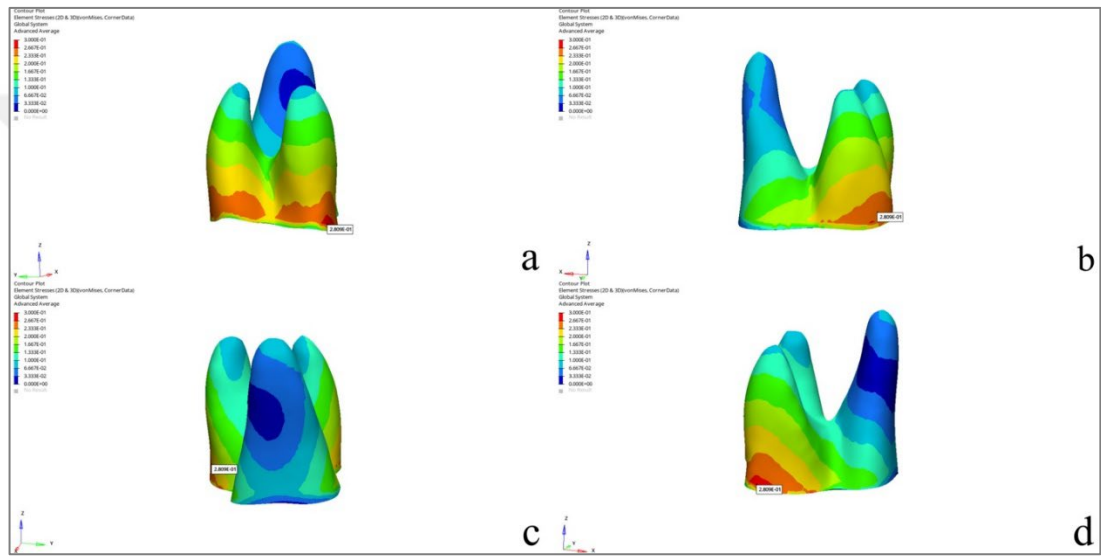
Çalışmada oluşturulan sekizinci modelde sağ maksiller birinci ve ikinci diş 0,5 mm kalınlığında şeffaf plak ve diş yüzeyleri boyunca molar distalizasyonu için 0,25 mm yer değiştirmeyi simüle eden lineer bir distalizasyon kuvveti uygulanmıştır. Bu modeldeki plağa ait okluzo-gingival uzunluk diş eti seviyesinin 2 mm üzerinde sonlanmakta ve plak kenarı düz bir formdadır. Mevcut modelde maksiller birinci ve ikinci molar diş üzerine ikişer adet horizontal ataşman uygulaması yapılmıştır. Ataşmanlardan mezialdeki oklüzale, distaldeki ise gingivale bevellidir. Bevel dereceleri 20 derecedir (şekil 4.50).



şekil 4.50 Sekizinci Sonlu Elemanlar Modeli

4.8.1. Maksiller Birinci Molar Dişin Periodontal Ligamentine Ait von Mises Stres Bulguları

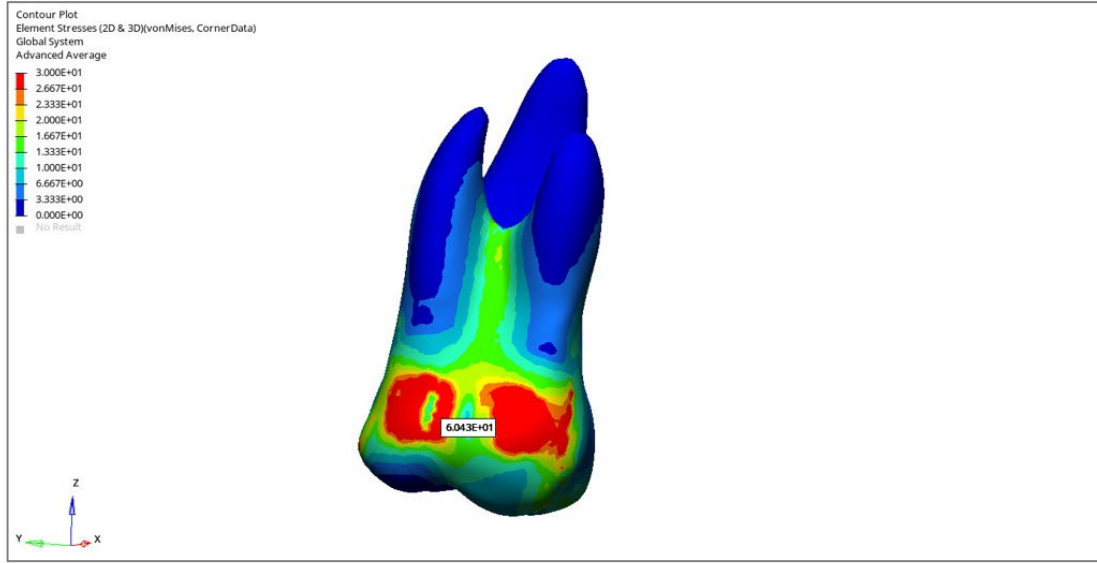
Sekizinci modelde yapılan analiz sonucuna göre birinci molar diş çevresindeki periodontal ligament üzerinde ölçülen maksimum von Mises stres değeri 0,2809 MPa değerinde bulunmuştur ve periodontal ligamentin kolede kalan kısmının bukko-mezial köşesinde dir. Palatinal köke ait periodontal ligamentin apikal ve orta üçlü bölgelerinin birleşiminin daha çok mezialinde olmak üzere mezial, palatinal ve bukkal bölgelerinde düşük stres alanları gözlemlenmektedir (Şekil 4.51).



Şekil 4.51 Sekizinci Modelde a) Bukkalden b) Mezialden, c) Palatinalden, d) Distalden PDL'ye Ait von Mises Stres Alanlarının Gösterimi

4.8.2. Maksiller Birinci Molar Dişin Kron ve Köklerindeki von Mises Stres Bulguları

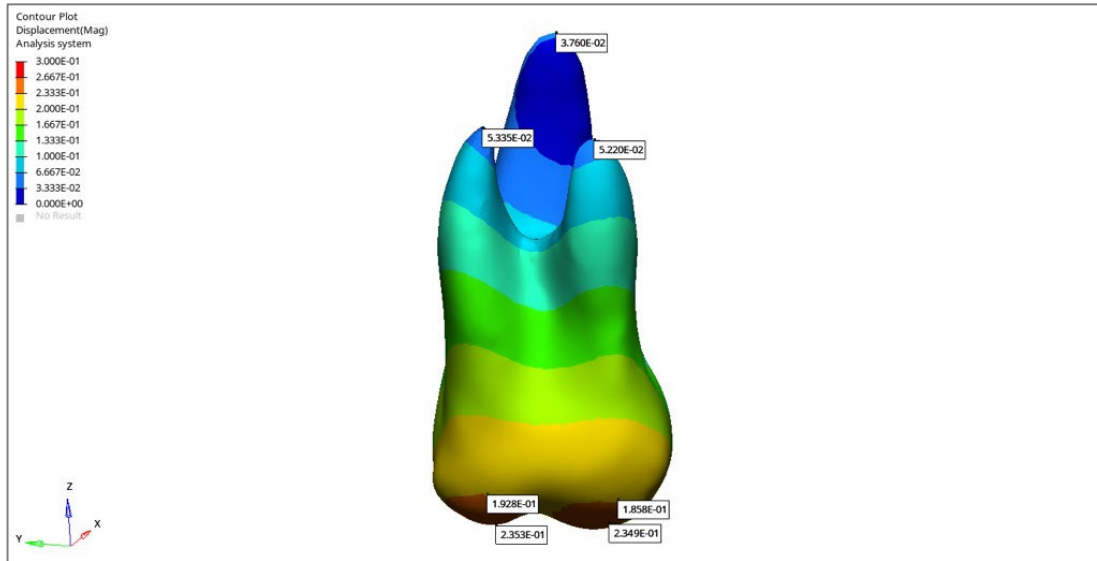
Sekizinci modelde gerçekleştirilen analiz sonucuna göre birinci molar dişin tammainda gözlenen maksimum von Mises stress değeri 60,43 MPa bulunmuştur ve bu değer birinci molar dişin bukkal yüzeyinin ortasında iki ataşman arası alanda çıkmıştır. Yüksek stres dağılımı geniş bir kitle halinde ataşmanın bulunduğu bukko-mezial kısımdan, dişin kronunun bukkalının hem mezial hem distal bölelerinde, ataşman yerleşim alanlarında gözlemlenmiştir. Kökler seviyesinde stressin trifurkasyon bölgesinde, orta üçlü ve apikale göre nispeten daha yoğun olduğu izlenmiştir (Şekil 4.52).



Şekil 4.52 Sekizinci Modelde, Maksiller Birinci Molar Dişe Ait von Mises Stress Değeri

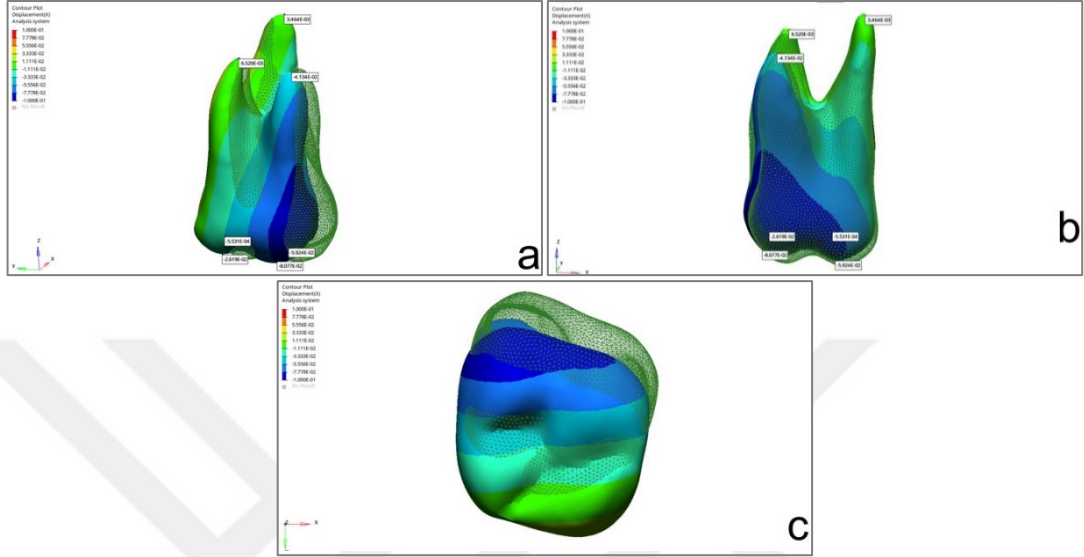
4.8.3. Maksiller Birinci Molar Dişte Meydana Gelen Yer Değiştirme Bulguları

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; her üç eksendeki yer değiştirmelerin bileşkesi olarak yorumlanabilecek en çok yer değiştirme distobukkall tüberkül tepesinde; 0,2353 mm olarak, en az ise palatinal kök ucunda ve 0,3760 mm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.53).



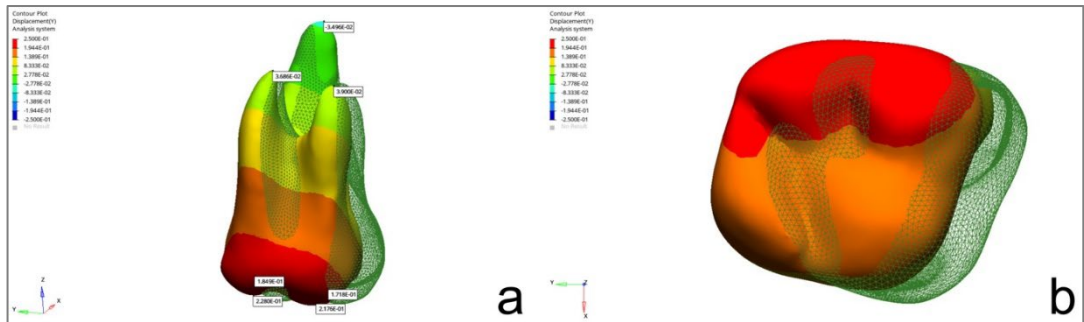
Şekil 4.53 Sekizinci Modele Ait, Her Üç Eksendeki Yer Değiştirmelerin Bileşkesine Ait Bulgular

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; X ekseninde gerçekleşen en çok yer değiştirme -0,08815 mm değerinde olup meziobukkal tüberkül tepesindedir. En düşük yer değiştirme ise 0,00878 mm bulunmuş olup, palatinal kök ucundadır (şekil 4.54).



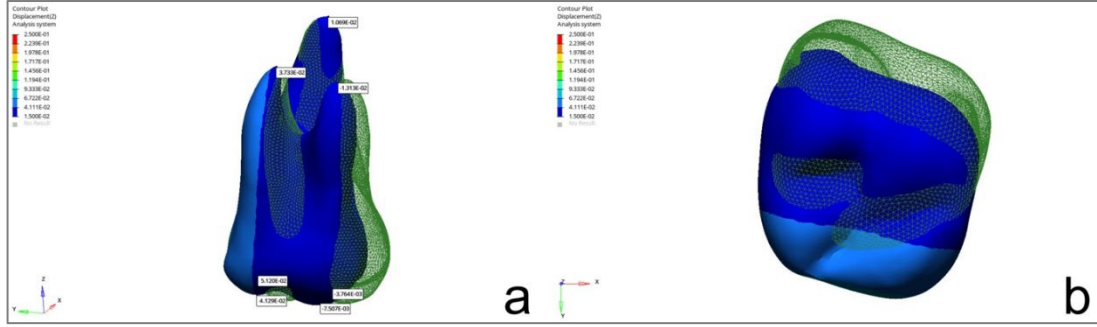
şekil 4.54 Sekizinci Modele Ait, st Birinci Molar Dişin X Eksenini zerindeki Yer Değiştirme Bulguları; a) Bukkalden Görünüm, b) Mezialden Görünüm, c) Oklüzalden Görünüm

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Y ekseninde distal yöndeki en çok yer değiştirme 0,2280 mm değeri ile distobukkal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. Distal yöndeki en az yer değiştirme ise distobukkal kök ucunda ve 0,03686 mm değerinde gerçekleşmiştir. Mezial yöndeki tek hareket ise palatinal kök ucunda ve -0,03496 mm değerinde bulunmuştur. (şekil 4.55).



şekil 4.55 Sekizinci Modele Ait, st Birinci Molar Dişin Y Eksenini zerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukkalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünüm

Maksiller birinci molar dişin tüberkül tepeleri ve kök ucundan alınan yer değiştirme verilerine göre; Z ekseninde en çok yer değiştirme 0,05120 mm değeri ile distopalatinal tüberkül tepesinde gerçekleşmiştir. En az yer değiştirme ise -0,00376 mm değeri ile meziopalatinal tüberkül tepesinde görülmüştür (şekil 4.56).



şekil 4.56 Sekizinci Modele Ait,  st Birinci Molar Dişin Z Eksenine  zerindeki Yer Değiştirme Bulguları, a) Bukalden Görünüm, b) Oklüzalden Görünümü

Tablo 4.1 *X Ekseninde Gerçekleşen Yer Değiştirme Miktarları*

		Dişetinde sonlanan plak (mm)	Dişetinin 2 mm üzerinde sonlanan plak (mm)
Ataşmansız Model	MBKU	-0,02909	-0,07205
	DBKU	0,01053	-0,002371
	PKU	0,01161	-0,006637
	MBTT	-0,09909	-0,1124
	DBTT	-0,05527	-0,03298
	MPTT	-0,03488	-0,08016
	DPTT	-0,08304	0,005344
Vertikal Ataşmanlı Model	MBKU	-0,03522	-0,03972
	DBKU	0,06490	0,007287
	PKU	0,004120	0,004024
	MBTT	-0,06707	-0,07182
	DBTT	-0,01941	-0,01835
	MPTT	-0,04785	-0,05019
	DPTT	0,00319	0,007083
25 Derece Eğimli Yerleştirilmiş Vertikal Ataşmanlı Model	MBKU	-0,06941	-0,04132
	DBKU	-0,005965	0,06520
	PKU	-0,01496	0,003464
	MBTT	-0,04824	-0,08077
	DBTT	0,02729	-0,02619
	MPTT	-0,01517	-0,05924
	DPTT	0,06353	-0,05531
İkili Horizontal Ataşmanlı Model	MBKU	-0,02583	-0,03211
	DBKU	0,00795	0,009677
	PKU	0,007323	0,008789
	MBTT	-0,07410	-0,08815
	DBTT	-0,03604	-0,04115
	MPTT	-0,0600	-0,07068
	DPTT	-0,01835	-0,01916

MBKU: meziobukkal kök ucu, DBKU: distobukkal kök ucu, PKU: palatinal kök ucu,

MBTT: meziobukkal tüberkül tepesi,

DBTT: distobukkal tüberkül tepesi, MPTT: meziopalatinal tüberkül tepesi, DPTT: distopalatinal tüberkül tepesi.

Tablo 4.2 *Y Ekseninde Gerçekleşen Yer Değiştirme Miktarları*

		Dişetinde sonlanan plak (mm)	Dişetinin 2 mm üzerinde sonlanan plak (mm)
Ataşmansız Model	MBKU	0,03508	0,07107
	DBKU	0,03262	0,06958
	PKU	-0,003899	-0,003837
	MBTT	0,2410	0,2631
	DBTT	0,2091	0,2770
	MPTT	0,1976	0,1809
	DPTT	0,2091	0,2046
Vertikal Ataşmanlı Model	MBKU	0,04412	0,03239
	DBKU	0,02752	0,03031
	PKU	-0,004673	-0,00519
	MBTT	0,2311	0,2477
	DBTT	0,2414	0,2592
	MPTT	0,1851	0,1956
	DPTT	0,1977	0,2101
25 Derece Eğimli Yerleştirilmiş Vertikal Ataşmanlı Model	MBKU	0,04412	0,0443
	DBKU	0,04357	0,04264
	PKU	-0,005345	-0,003713
	MBTT	0,2078	0,2460
	DBTT	0,2213	0,2363
	MPTT	0,1327	0,1709
	DPTT	0,1549	0,1865
İkili Horizontal Ataşmanlı Model	MBKU	0,03633	0,03900
	DBKU	0,03421	0,03686
	PKU	-0,00259	-0,003496
	MBTT	0,1968	0,2178
	DBTT	0,2054	0,2280
	MPTT	0,1602	0,1718
	DPTT	0,1706	0,1849

MBKU: meziobukkal kök ucu, DBKU: distobukkal kök ucu, PKU: palatinal kök ucu, MBTT: meziobukkal tüberkül tepesi, DBTT: distobukkal tüberkül tepesi, MPTT: meziopalatinal tüberkül tepesi, DPTT: distopalatinal tüberkül tepesi.

Tablo 4.3 Z Ekseninde Gerçekleşen Yer Değiştirme Miktarları

		Dişetinde sonlanan plak (mm)	Dişetinin 2 mm üzerinde sonlanan plak (mm)
Ataşmansız Model	MBKU	-0,01306	-0,009743
	DBKU	0,04528	0,04183
	PKU	0,01222	0,02201
	MBTT	-0,007171	-0,004673
	DBTT	0,05056	0,04485
	MPTT	-0,004125	0,006213
	DPTT	0,06013	0,06095
Vertikal Ataşmanlı Model	MBKU	-0,02016	-0,02425
	DBKU	0,03662	0,03629
	PKU	0,01793	0,01712
	MBTT	-0,01560	-0,01925
	DBTT	-0,03918	0,03885
	MPTT	-0,007510	-0,002968
	DPTT	0,05894	0,06052
25 Derece Eğimli Yerleştirilmiş Vertikal Ataşmanlı Model	MBKU	-0,02468	-0,01556
	DBKU	0,01885	0,03469
	PKU	0,02295	0,01449
	MBTT	-0,002198	-0,001039
	DBTT	0,01708	0,03737
	MPTT	-0,005176	-0,001122
	DPTT	0,04715	0,05231
İkili Ataşmanlı Model	MBKU	-0,0132	-0,01313
	DBKU	0,03511	0,03733
	PKU	0,0177	0,01069
	MBTT	-0,005318	-0,007507
	DBTT	0,03853	0,04129
	MPTT	-0,001296	-0,003764
	DPTT	0,04800	0,05120

MBKU: meziobukkal kök ucu, DBKU: distobukkal kök ucu,
PKU: palatinal kök ucu, MBTT: meziobukkal tüberkül tepesi, DBTT: distobukkal tüberkül tepesi,
MPTT: meziopalatinal tüberkül tepesi,
DPTT: distopalatinal tüberkül tepesi.

5. TARTIŞMA

5.1. Çalışmanın Amacının Tartışması

Tedavi esnasında estetik beklentisi yüksek olan hastalar için ortodontik tedavi alternatiflerinden birisi şeffaf plaklardır. Kullanımına başlanılan ilk zamanlarda sadece minimal diş hareketlerini gerçekleştirebilen şeffaf plakların, günümüzde şeffaf plak firmaların geliştirdikleri yeni plak materyalleri ve farklı şekil ve boyutlardaki ataşmanlar ve eklentiler ile ve ayrıca farklı plak uzunlukları ile birçok kapsamlı ortodontik tedaviyi de gerçekleştirebilmekte oldukları ifade edilir (Cowley, 2012 ; Drake vd.,2012).

Literatürde şeffaf plakların hareketler üzerindeki etkinliğinin incelendiği çalışmalarda, ortodontik diş hareketlerinin iyi bir şekilde gerçekleştirildiğini ifade eden bir çok çalışmaya (Borda., 2020; Simon et al., 2014) karşılık, yeterli düzeyde etkinliğe sahip olmadığını ifade eden çalışmalar(Djeu vd., 2005; Galan-Lopez vd., 2019; Haouili vd., 2020) da bulunmaktadır. 2005 yılında yapılan retrospektif bir çalışmada (Djeu vd., 2005) ve 2019 yılında yayınlanan bir sistematik derlemede(Galan-Lopez vd., 2019) şeffaf plak sisteminin, maloklüzyonları braketlerle olan sabit ortodontik tedavi yöntemleri kadar iyi tedavi etmediği bildirilmiştir. Buna karşın 2014 yılında yayınlanan bir çalışmada(Simon vd., 2014) kütleli diş hareketlerinin Invisalign sistemi kullanılarak gerçekleştirilebildiği ve şeffaf plak tedavisi için, gerçekleştirilen ortodontik hareketlerin iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Şeffaf plakların etkinliğini inceleyen, 2020 yılında yayınlanan, Invisalign'ın diş hareketleri üzerindeki etkinliğinin değerlendirildiği başka prospektif bir klinik çalışmada, Invisalign ile gerçekleştirilen tüm diş hareketleri için, beklenen hareketin gerçekleşme oranının %50 olduğunu bulunmuştur (Haouili vd., 2020). Hareket etkinliğinin değerlendirildiği çalışmalara, ataşman kullanımının değerlendirilmesinin de dahil edilmesi ile literatürde bu konudaki çalışma çeşitliliği artış göstermiştir. Bu çalışmalardan bazıları ataşman olmadan gerçekleştirilen hareketleri, farklı ataşmanlar kullanılarak gerçekleştiren hareketlerle kıyaslamış olup (Fan vd., 2022; Garino vd., 2016; Gomez vd., 2015) diğerleri ise belirli ataşmanları kendi arasında karşılaştırma amacıyla incelemelerde bulunmuşlardır (Dai vd., 2019; Kim vd., 2020). Çalışmalarda (Fan vd., 2022; Garino vd., 2016; Gomez vd., 2015) ataşmansız modellerde

istenmeyen hareketlerin gerçekleşebildiğini, ayrıca gerçekleştirilmesi istenen hareketlere yardımcı olması amacı ile ataşman kullanımının yararlı olduğu belirtilmiştir. 2015 yılında gerçekleştirilen bir çalışmada üç boyutlu sonlu elemanlar modeli kullanarak, maksiller kaninlerin şeffaf plaklarla, kompozit ataşmanlı ve ataşmansız kütleli hareketi sırasında oluşan ilk kuvvet sistemi incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda bir şeffaf plak sisteminin, biyomekanik olarak kompozit ataşmanların, kütleli diş hareketini üretmek için gereken kuvvet sistemini oluşturduğu; kompozit ataşmanların olmamasının ise dişlerin kütleli hareketleri sırasında dişin istenmeyen eğimini arttırdığı belirtilmiştir (Gomez vd., 2015).

Literatürde şeffaf plaklarla gerçekleştirilen hareketler bireysel olarak incelendiğinde şeffaf plaklarla molar distalizasyonunu değerlendiren birçok çalışma bulunmaktadır (Ravera vd., 2016, Ayidağa & Kamiloglu; Jia vd., 2023; Rossini vd., 2020).

2016 yılında yayınlanan retrospektif bir çalışmada, Invisalign firmasına ait şeffaf plaklarla gerçekleştirilen ortodontik tedavide molar distalizasyonu sırasında molar dişin kütleli hareketinin elde edilebilirliğini incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda şeffaf plaklar, kompozit ataşmanlar ve sınıf II elastiklerle maksiller molar dişlerin önemli bir kron tippingine ve vertikal harekete neden olmadan 2.25 mm distalize edilebileceği ifade edilmiştir. Ayrıca bu tedavinin yüz yüksekliğinde de değişikliğe neden olmadığı belirtilmiştir (Ravera vd., 2016). 2020 yılında yapılan bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında sınıf II maloklüzyona sahip sanal bir vakada molar dişlerin distalizasyonu değerlendirilmiştir. Bu amaçla farklı ataşman yerleşimleri ve ataşmansız olarak üç farklı model hazırlanmış ve bu farklılıkların distalizasyona etkisi incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda ataşmanların dişlerin kütleli olarak paralel hareketinin gerçekleşebilmesi için gerekli olduğu, ataşmanların ankraja destek olduğu ve molar distalizasyonunda aktif üniteler şeklinde çalıştığı, ayrıca sınıf II maloklüzyon düzeltimi için gerçekleştirilen maksiller molar distalizasyonunda 3-7 numaralı dişler arası ataşman uygulamasının en yararlı model olduğu bulunmuştur (Rossini vd., 2020). 2021 yılında yapılan bir çalışmada maksiller birinci molar dişinin kütleli hareketi esnasında şeffaf plaklar ve kompozit ataşmanlar tarafından ortaya çıkan yer değiştirme ve stres paternleri sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmiştir. Çalışma sonucunda bütün konfigürasyonların, distal harekete ek olarak

saat yönünde gerçekleşen bir çeşit dönüş hareketi gösterdiği ifade edilmiştir. Dişin kron kısmının üç modelin hepsinde maksimum düzeyde yer değiştirme gösterdiği, ancak ataşmanın bulunmadığı durumda kök ucunun, kontrolsüz devrilme hareketi ile uyumlu bir biçimde zıt yönde hareket ettiği belirtilmiştir. En iyi performansın ise tasarlanmış oldukları horizontal guideline ataşmanın sergilediği ifade edilmiştir (Ayidağa & Kamiloglu, 2021). 2023 yılında gerçekleştirilen bir çalışmada, şeffaf plak tedavisi ile birlikte diğer eklentilerin (hassas kesimler, lingual butonlar ve hasta-spesifik eklentiler) kullanılmasının, maksiller molar distalizasyonu sırasında premolar ekstrüzyonu ve premolarların mezial devrilmesine etkisini değerlendirme amaçlı sonlu elemanlar analizi çalışması yapılmıştır. Çalışmanın bulgularında, şeffaf plaklarla tedavide eklentilerin uygulanmasının ankrajı arttıracak, premolarların distal devrilmesini ve maksiller keserlerin retroklinasyonunu destekleyeceği bulunmuştur. Bütün bu bulgulardan yola çıkarak şeffaf plaklarla tedavide ankraj kaybını en aza indirmek için eklentiler eklenmesi gerektiği, özellikle de kişiye özgü eklentilerin faydalı olacağı belirtilmiştir (Jia vd., 2023). Bu nedenle çalışmamızda, hem şeffaf plaklarla molar distalizasyonunun etkinliğinin değerlendirilmesi hem de molar dişlere verilmek istenen distalizasyon hareketinde ataşman kullanımının diş hareketinin biyomekaniğindeki etkinliğinin farklılık gösterebileceğini düşünerek, ataşmanlı ve ataşmansız distalizasyon hareketlerini değerlendirmek amaçlanmıştır. Ataşmanlı ve ataşmansız şekilde gerçekleştirilen distalizasyon uygulamalarında meziodistal devrilme hareketi ve bukkolingual rotasyon hareketleri gibi istenmeyen hareketlerin değerlendirilmesi ve dişlerin kütleli hareketinin gerçekleşip gerçekleşmediğinin değerlendirilmesi amacı ile bu çalışma tasarlanmıştır.

Çalışmamız şeffaf plaklarla gerçekleştirilen molar distalizasyonu sırasında, ataşmansız, vertikal dikdörtgen ataşman, 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal dikdörtgen ataşman ve ikili horizontal ataşman kullanılarak ve her bir ataşmanlı-ataşmansız modelin iki farklı plak uzunluğu ile kombine edilerek incelendiği ilk çalışma olma özelliği taşımakta olup, özellikle farklı plak uzunluklarının değerlendirilmesi çalışmayı yapılan benzer çoğu çalışmadan ayırmaktadır.

5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışması

Sonlu elemanlar analiz yöntemi (SEA), herhangi bir geometrinin gerilim dağılımını ve distorsiyonunu incelemek için sayısal bir yöntemdir. SEA, farklı şeffaf plak kalınlıkları, ataşman tasarımları gibi tasarımlar dahil olmak üzere şeffaf plakların biyomekanik davranışlarının araştırılmasında yaygın olarak kullanılmaktadır (Barone vd., 2016; Barone vd., 2017, Liu vd., 2021).

Literatürde şeffaf plaklarla gerçekleştirilen sonlu elemanlar analizi çalışmaları incelendiğinde, analizde kullanılacak belirli materyal özellikleri ve sayısal verilerin farklılık gösterdiği görülmektedir. Bu çalışmada plak kalınlığı, PDL kalınlığı, materyal özellikleri, uygulanan hareket miktarı gibi özellikler en gerçekçi sonuçları alabilmek adına güncel literatürler örnek alınarak yapılmıştır.

Çalışmamızda SEA analizi ile molar distalizasyonu sırasında periodontal ligamente ait von Mises stres değeri incelenmiştir. Bu amaçla periodontal ligamentin en gerçekçi şekilde modellenmesi yapılmalıdır. Literatürde yapılan çalışmalarda modellenen periodontal ligamentin kalınlığı ve materyal özellikleri farklılık göstermektedir. Genellikle iki kalınlıkta modellenmiş olup bu kalınlıklar, 0,25 mm (Cortona vd. 2020; Gomez vd., 2015; Kwak vd., 2023; Rossini vd., 2020) ve 0,20 mm (Ayidağa & Kamiloglu, 2021; Jia vd., 2023; Kim vd., 2020) şeklindedir. Çalışmamızda güncel yayınlarda da belirlendiği gibi 0,25 mm kalınlıkta periodontal ligament modellenmesi yapılmıştır. Ayrıca periodontal ligament birçok çalışmada lineer elastik şekilde (Cortona vd., 2020; Fan vd., 2022; Gomez vd., 2015) modellenmiş olmasına karşın aslında yapısı gereği hiperelastik-viskoelastik bir şekilde modellenmelidir ve bu şekilde modellenmesi daha gerçekçidir (Ayidağa & Kamiloglu, 2021; Kim vd., 2020). Bu nedenle çalışmamızda hiperelastik modelleme gerçekleştirilmiştir.

Şeffaf plakların modellemeleri hem şekil hem de kalınlık bakımından farklılıklar göstermektedir. Farklı plak kalınlıklarını değerlendiren çalışmaların (Elshazly vd., 2022) haricinde, aynı kalınlığa ait plakların modellendiği çalışmalarda genellikle üç farklı kalınlık ele alınmıştır; 0,3 mm (Ayidağa & Kamiloglu, 2021; Gomez vd., 2015) , 0,5 mm (Cortona vd., 2020; Kwak vd., 2023; Rossini vd., 2020) ve 0,75 mm (Fan vd., 2022; Jia vd., 2023). Cortona ve arkadaşları (Cortona vd., 2020)

2020 yılında gerçekleştirdikleri sonlu elemanlar alanizi çalışmaları için, şeffaf plakların Mikro-CT taraması ile tekrarlanan ölçümleri sonucunda şeffaf plak kalınlığını 0,5 mm bulmuşlar ve bu şekilde analize aktarmışlardır. Benzer şekilde Rossini ve ark.(Rossini vd., 2020) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında MicroCT taraması ile tekrarlanan ölçümler sonucu aldıkları sonuçlara dayanarak plak kalınlığını 0,5 mm olarak belirlemişlerdir. Çalışmamızda da bu çalışmalara benzer olarak 0,5 mm kalınlığa sahip plak modellemesi gerçekleştirilmiştir.

Şeffaf plakların kalınlıkları dışında farklılık gösteren bir başka detay ise gingival kenarlarına ait şekilleridir. Farklı kenar şekilleri ve farklı gingival uzunluklar ile gerçekleştirilen farklı çalışmalar bulunmaktadır (Cowley, 2012; Elshazly vd., 2022). Şeffaf plaklarla yapılan çalışmalarda rastlanan 2 çeşit gingival marjin şekli (Cowley, 2012; Elshazly vd., 2022) ve 2 farklı gingival uzunluk vardır. Gingival marjin şekilleri; dantelalı ve düz form olarak, uzunlukları ise dişeti sınırında ve dişeti sınırının 2 mm üzerinde olarak ele alınmıştır (Cowley, 2012; Elshazly vd., 2022). Literatürdeki referans alınan iki çalışmada da plak uzunluğunun artması şeffaf plağın tutuculuğunda ve kuvvet iletiminde düz formda ve 2mm daha uzun olan plakların daha etkin olduğunu belirtmektedir. Bundan yola çıkarak çalışmamızda da ikisi de düz forma sahip, birisi dişetinde sonlanan diğeri dişetinin 2 mm üzerinde sonlanan iki farklı plak uzunluğu modellenmiştir. Literatürde farklı plak uzunluklarının molar distalizasyonuna etkisinin değerlendirildiği, başka bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Molar distalizasyonunu değerlendiren sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, molar dişe uygulanan yer değiştirme miktarları da farklılık göstermektedir. 2015 ve 2021 yılında yapılan iki çalışmada ilgili dişlere uygulanan hareket miktarı 0,15 mm distal hareket şeklinde ele alınmıştır (Ayidağa & Kamiloglu, 2021; Gomez vd., 2015). 2021 yılında yapılan başka çalışmalarda ise 0,20 mm distal hareket olarak belirlenmiştir (Jia vd., 2021; Rossini vd., 2021). 2023 yılında yayınlanan bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında yer değiştirme miktarı 0,25 mm olarak ele alınmıştır (Liu vd., 2023). Güncel olan bu çalışmadan referans alınarak çalışmamızda distal yer değiştirme hareket miktarı 0,25 mm olarak belirlenmiştir.

Molar distalizasyonu sırasında kullanılan ataşmanlar çalışmalarda farklılık göstermektedir. Çalışmalarda ek olarak genellikle birbirlerine yakın boyutsal özelliklere sahip konvansiyonel vertikal dikdörtgen ataşmanlar dahil edilmiştir

(Cortona vd., 2020; Rossini vd., 2021). Çalışmamızda ataşman şekillerini belirlerken şekilleri rahat anlaşılabilir olması nedeni ile konvansiyonel ataşmanların farklı varyasyonları ve farklı konumlara uygulanmış şekilleri tercih edilmiştir. Vertikal dikdörtgen ataşman 3x2x1 mm boyutunda tercih edilmiş olup benzer iki çalışmada da boyutlar aynıdır (Rossini vd., 2020, Cortona vd., 2020). Başka bir benzer çalışmada (Ayidağa & Kamiloglu, 2021) ise 2,75x175x1 mm şeklinde yakın bir boyuttur. Horizontal ataşmana ait boyutlar ise diğer çalışmalarda genellikle birbirlerinden farklı boyutlarda olup (Ayidağa & Kamiloglu, 2021; Fan vd., 2022; Kwak vd., 2023), bizim çalışmamızda üst birinci ve ikinci dişlere ait bukkal yüzeye sığabilmesi adına 2x2x1mm boyutlarında 2 horizontal ataşman kullanılmıştır. Çalışmamızda vertikal ataşmanların yüzeylerine herhangi bir bevel verilmemiştir. Bununla birlikte düz bir vertikal ataşmana ek olarak 25 derece eğimli yerleştirilmiş bir vertikal ataşman modellenmesinin sebebi, vertikal ataşmanın yerleşimindeki eğimin dişin devrilmesini engelleyecek şekilde moment oluşturmalarının planlanmasıdır. Horizontal ataşmanlarda bevel kullanılmış olup, beveller ataşmanların bukkal yüzeylerindedir ve oklüzogingival yönde eğimlendirilmiştir. Molar dişlerin bukkal yüzeyindeki mezialde kalan horizontal ataşmana oklüzal yönde bevel verilmiş olup bunun nedeni molar dişin mezial kısmının tipping sonucu gelişmesi muhtemel olan ekstrüzyonunu önleme amaçlı dişin mezialinin ekstrüviz harekete karşı direnç oluşturmalarının istenmesidir. Tersine dişin bukkal yüzeyindeki distalde kalan horizontal ataşmana ise gingival yönde eğim verilmiş olup bunun nedeni molar dişin distal kısmının tipping şeklinde gömülme hareketini önleme amaçlı dişin distalinin intrüviz harekete karşı direnç oluşturmalarının istenmesidir.

5.3. Bulguların Tartışması

Çalışmamızda üst molar distalizasyonu sırasında gerçekleşen hareketler üç ekseninde değerlendirilmiştir. Ayrıca periodontal ligamente ve maksiller birinci molar dişe ait von Mises stres değerleri de incelenmiştir. Analiz sonucunda maksiller birinci molar dişe ait yer değiştirme verileri tüberkül tepeleri ve kök uçları üzerinden değerlendirildiğinde bütün modellerde kron kökten daha fazla hareket etmiştir. Bu da bir miktar devrilmenin gerçekleştiği düşüncesini akla getirmektedir. 2021 ve 2022 yılında yapılan iki çalışma da aynı şekilde tüm ataşmanlı modellerde bir miktar tipping

hareketi gözlemlemiş olup, en fazla tipping hareketini ataşmansız modelde bulmuşlardır (Ayidaga, 2021; Eliaçık , 2022)

5.3.1. Periodontal Ligamente Ait Von Mises Stres Bulgularının Tartışması

Maksiller birinci molar dişin periodontal ligamentinde oluşan von Mises stres değerleri incelendiğinde en yüksek stres bölgeleri bütün modellerde, ligamentin kole bölgesinin mezial köşesine denk gelen kısmında gözlemlenmiştir. En yüksek stres değeri ise 0,3533 mPa değeri ile dişetin 2 mm üzerinde sonlanan plak ile birlikte ataşmansız modelde gözlemlenmiştir. Bütün modellerde düşük stres alanları palatinal köke ait periodontal ligamentin benzer alanlarında gözlemlenmiştir. PDL'deki en yüksek stres alanı tüm modellerde kökler arası bölgede, trifurkasyon bölgesinde gözlemlenmiştir.

Modeller stres dağılımları açısından değerlendirildiğinde ataşmansız modellerde yüksek stres birikim alanları ve düşük stres alanları arasındaki fark daha belirgindir. Ek olarak stres dağılımları bütün modeller için homojen değildir. Fakat özellikle ataşmansız modellerde periodontal ligamente ait bölgelerde daha belirgin stres farkları mevcuttur. Periodontal stresin yoğun olup, stres dağılımı homojenlikten uzaklaştıkça dengesiz ve istenmeyen bir stres birikimini düşündüğü için ataşmansız modeller bu konuda kontrolsüz bulunmuştur. Ayrıca plak uzunluğu arttıkça periodontal ligamente ait stres birikimleri daha apikal kısımlara doğru kaymaktadır. Dolayısı ile plak uzunluğu arttıkça köklere iletilen stresin arttığı ve kök üzerinde gerçekleştirilecek hareket etkinliğinin de daha fazla sağlanabileceği çıkarımı yapılabilir. Ancak köklerde hareket etkinliğinin artmasının yanısıra, köklere iletilen kuvvet ve stres değerlerinin zarar vermemesi için, biyolojik sınırları geçmeyecek şekilde uygulanması gerekmektedir. Schwarz'ın çalışmasında (Schwarz, 1932) köklere uygulanabilecek maksimum biyolojik kuvvet sınırın 20-25g/cm² olduğunu ifade etmektedir.

5.3.2. Maksiller Birinci Molar Dişe Ait Von Mises Stres Bulgularının Tartışması

Maksiller birinci molar dişte oluşan von Mises stres değerleri incelendiğinde en yüksek stres bölgeleri modellerde birbirinden farklılık göstermiştir. Ataşman

yerleşiminin ve plak uzunluğunun, maksimum stres alanlarını önemli ölçüde etkilediği gözlemlenmiştir. Modeller arasında en yüksek stres değeri ise 104.7 mPa değeri ile dişetinde sonlanan plak ile birlikte ataşmansız modelde gözlemlenmiştir. Bütün modellerde köklerde düşük stres alanları gözlemlenmiştir. Kökteki en yüksek stres alanı tüm modellerde kökler arası bölgede trifurkasyon bölgesi kısmında gözlemlenmiştir. Dişeti sınırının 2 mm üzerinde sonlanan plakta, dişetinde sonlanan plağa göre köklere ait von Mises streslerinin arttığı gözlemlenmiştir. Dolayısı ile, köklere iletilen kuvvet plak uzunluğunun artması ile artmakta ve bu sayede kök hareketi miktarını arttırma eğiliminde olmaktadır.

5.3.3. X Ekseninde Gözlemlenen Yer Değiştirme Bulgularına Ait Verilerin Tartışması

X ekseninde gerçekleşen hareketler, transversal yöndeki hareketler olup, bu hareketler bukko-palatinal yönde gerçekleşmiştir. Çalışmamızda distalizasyon esnasında paralel şekilde hareket etmesi amaçlanan molar dişlerde X ekseninde gerçekleşen hareketler genellikle buko-lingual tipping hareketi ile sonuçlandığı gözlemlenmiştir. X ekseninde, modellerin hepsinde farklı miktarlarda bukkolingual kron ve kök hareketleri gerçekleşmiş olup, genel olarak kronun kökten daha fazla bukkale hareketi sonucu bukkale devrilme şeklinde hareketler gerçekleşmiştir. Çalışmamıza ait bu bulgu Taffarel ve ark.(Taffarel vd., 2022) ve Drake ve ark.'nın (Drake vd., 2012) yapmış oldukları çalışmaların sonucunda da belirttikleri gibi şeffaf plakların köklerde yeterli hareket etkinliği sağlayamadığı bulgusu ile uyushmaktadır.

5.3.3.1. Dişeti Sınırında Sonlanan Plakta Gözlemlenen Hareketler

Dişeti sınırında sonlanan plak ile gerçekleştirilen modellerde, kron bütünsel olarak incelendiğinde, X ekseninde bukkal yönde hareket eden kron yüzey alanı en çok ataşmansız modeldedir. Ataşmansız modeli sırası ile horizontal ataşmanlı model ve sonrasında vertikal ataşmanlı model takip etmiştir ve bu modellerde de en yüksek hareketler meziobukkal tüberkül tepesinde izlenmektedir. Maksiller birinci molar diş kronuna ait yüzey dağılımına göre, bukkal yönde hareket eden en az kron yüzey alanı, 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı modelde bulunmuştur.

X ekseninde gerçekleşen kök hareketleri değerlendirildiğinde, köklere ait en fazla yüzey alanını içeren bukkal hareket 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı modelde bulunmuştur. Diğer modeller arasında kök hareketleri açısından belirgin farklar gözlemlenmemiştir. Değerlendirilen bu bulgular sonucu bukkolingual tipping hareketinin en çok gerçekleştiği model, kron hareketinin kök hareketinden belirgin şekilde daha fazla olması nedeni ile ataşmansız modeldir. Bu durumun tersine, 25 derece açı ile yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı model ise kron hareketi ile kök hareketinin birbiri ile uyumlu olarak hareket ettiği gözlemlendiği için en az bukkolingual devrilmenin gerçekleştiği düşünülen ataşmandır.

5.3.3.2. Dişeti Sınırının 2 mm Üzerinde Sonlanan Plakta Gözlemlenen Hareketler

Dişeti sınırının 2 mm üzerinde sonlanan plakta, birinci molar dişe ait kron bütünsel olarak incelendiğinde, X ekseninde bukkal yönde hareket eden kron yüzey alanı en çok ataşmansız modeldedir. Ataşmansız modeli horizontal ataşmanlı model takip etmiştir. Vertikal ataşmanlı model ve 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı modelde ise benzer şekilde daha az kron hareketi gerçekleşmiştir.

X ekseninde kök hareketleri değerlendirildiğinde, köklere ait en fazla yüzey alanını içeren bukkal hareket ataşmansız modelde bulunmuştur. Bunu sırası ile horizontal ataşmanlı model ve 25 derece eğimli yerleştirilmiş ataşmanla birlikte vertikal ataşmanlı model takip etmiştir. Değerlendirilen bu bulgular sonucu bukkolingual tipping hareketinin en çok gerçekleştiği model, kron hareketinin, kök hareketine göre belirgin şekilde daha fazla olması nedeni ile ataşmansız modeldir. Bu bulgular değerlendirildiğinde vertikal ve 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı modellerde kron ve kök orantılı ve benzer şekilde hareket ettiği için bukkolingual devrilmenin daha az olduğu gözlemlenmiştir.

5.3.3.3. Plak Uzunluklarının Birlikte Değerlendirilmesi

Plak uzunluklarının etkisi de değerlendirmeye katıldığında hem dişetinde sonlanan plakla hem de dişetinin 2 mm üzerinde sonlanan plak ile 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşman uygulaması X eksenindeki bukkolingual devrilme hareketini en aza indirgeyen modellerdir ve sonuçları benzerdir. X ekseninde

gerçekleşen devrilme hareketinin en fazla olduğu model ise dişetinde sonlanan plak ve ataşmansız model ile gerçekleştirilen distalizasyondur. Fakat buna ek olarak, ataşmansız şekilde gerçekleştirilen modellerde plak uzunluğunun arttırılmasının, plağın bukkolingual devrilme hareketindeki kontrolünü arttırdığı görülmüştür.

X ekseninde gerçekleşen hareketler rotasyon açısından değerlendirildiğinde tüm modellerde dişlerin meziallerinin distallerinden daha fazla bukkale hareket etmesi ile bir miktar distal rotasyon hareketi gerçekleştiği gözlenmiştir. Literatürde, maksiller birinci molar dişlerin mezio-palatal rotasyonunun Sınıf II hastalarının büyük çoğunluğunda gerçekleştiği rapor edilmiştir (Henry., 1956; Lamons vd., 1961; Acar, 2023). Bu nedenle çoğu Sınıf II molar ilişkisinin düzeltilmesi sırasında molar derotasyonunun da gerektiği belirtilmektedir. Literatüre göre, özellikle kanin dişler veya küçük azı dişleri gibi konik şekilli dişler söz konusu olduğunda dişin rotasyonunun sağlanmasının zor olduğu; ataşmanlar ve eklentilerin bunu kolaylaştırdığı ifade edilmektedir (Kravitz vd., 2008; Nucera vd., 2022). Çalışmamızda bütün modellerde distal yönde rotasyon hareketi gözlemlenmiş olup, bu hareket sonucunda hem mezio-palatinal molar rotasyonunun, hem de Sınıf II molar ilişkisinin düzeltimi açısından fayda sağlanabileceği düşünülmektedir. Fakat esasen çalışmamızda rotasyonu düzeltmek amaçlanmamış olup, bu durum distalizasyon sonrasında görülen faydalı bir etki olarak değerlendirilmiştir.

5.3.4. Y Ekseninde Gözlemlenen Yer Değiştirme Bulgularına Ait Verilerin Tartışması

Y ekseninde gerçekleşen hareketler, sagittal yönde gerçekleşen mezio-distal hareketlerdir. Analiz sonucunda X ekseninde olduğu gibi, Y ekseninde de maksiller birinci molar dişe ait yer değiştirme verileri tüberkül tepeleri ve kök uçları üzerinden değerlendirildiğinde bütün modellerde kron kökten daha fazla hareket etmiştir. Bu da distal yönde bir miktar devrilmenin gerçekleştiği düşüncesini akla getirmektedir. Taffarel ve ark. (Taffarel vd., 2022) ve Drake ve ark. (Drake vd., 2012) yaptıkları çalışmaların sonucunda şeffaf plakların kron üzerinde devrilme hareketi gerçekleştirebildiğini ancak diş hareketi üzerindeki kontrol eksikliğinden dolayı kökler üzerinde aynı etkinliğin sağlanamadığını bulmuşlardır. Bu bulgu, bizim çalışmamıza ait molar dişlerin tüm modellerde devrilme etkisine benzer etkide

distalize olduğu sonucu ile uyuşmakta ve bizim sonuçlarımıza benzer sonuçlar göstermektedir. Ek olarak, Ayidağa ve Kamiloglu (Ayidaga & Kamiloglu, 2021) da, maksiller birinci molar dişin distal kütsel hareketi esnasında şeffaf plaklar ve kompozit ataşmanlar tarafından ortaya çıkan yer değıştirme ve stres paternlerini inceledikleri sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, ataşmanlı ve ataşmansız bütün konfigürasyonlarda, birinci molar dişin distal harekete ek olarak saat yönünde gerçekleşen bir çeşit rotasyon hareketi gösterdiği ifade edilmiştir. Buna göre, üst molar dişlerde distalizasyon sırasında distal tipping hareketi gözlemlendiğini bildirildiği için bizim çalışmamızdaki sonuçlarla uyum göstermektedir.

5.3.4.1. Dişeti Sınırında Sonlanan Plakta Gözlemlenen Hareketler

Dişeti sınırında sonlanan plak ile gerçekleştirilen modellerde, Y eksenindeki hareketler üst maksiller birinci molar dişe ait kök ucu ve tüberkül tepelerinden ölçüldüğünde, distal yönde hareket eden kron yüzey alanının en çok olduğu model ataşmansız model olup, bunu sırası ile vertikal ataşmanlı model ve 25 derece vertikal ataşmanlı model takip etmektedir. Distal yönde hareket eden kron yüzey alanının en az olduğu model ise horizontal ataşmanlı model olup, 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı model ile yakın sonuçlar göstermektedir. Kök hareketleri değerlendirildiğinde, köklere ait en fazla yüzey alanını içeren distal hareket benzer sonuçlar ile 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı model ve horizontal ataşmanlı modellerdedir. Bu bulguların sonucunda özellikle ataşmansız modelde, diğer modellere göre kronun hareketi ile kök hareketi arasında daha fazla fark olduğu gözlemlenmiştir. Bu nedenle ataşmansız modelde tipping etkisi daha belirgindir. Ayrıca tüm modellerde palatinal kök ucundaki hareket negatif değerde bulunmuştur. Yani palatinal kök distal yönün aksine minimal de olsa mezial yönde yer değıştirmiştir. Palatinal kökün en çok mezial yer değıştirmesi yine ataşmansız modelde olup, kontrolsüz devrilmeyi akla getirmektedir. Palatinal köke ait en az mezial hareket ikili horizontal ataşmanlı modelde gözlemlenmiş olup, kontrolsüz devrilmenin en az gözlemlendiği ataşman tipinin de bu olduğu çıkarımına varılabilir. Ayidağa ve Kamiloglu (Ayidaga & Kamiloglu, 2021) da çalışmalarında horizontal bir forma sahip olan guideline ataşmanı tipping açısından en verimli ataşman olarak bulmuşlardır. Bu, çalışmamızdaki bulgularla örtüşmektedir. Buna ek olarak 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı model de horizontal modele benzer sonuçlar

göstermiştir. Bu durum, 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanın, hem vertikal hem de horizontal komponente sahip olması ile ilgili olabilir.

5.3.4.2. Dişeti Sınırının 2 mm Üzerinde Sonlanan Plakta Gözlemlenen Hareketler

Dişeti sınırının 2 mm üzerinde sonlanan plakta Y eksenindeki hareketler üst maksiller birinci molar dişe ait kök ucu ve tüberkül tepelerinde ölçüldüğünde, distal yönde hareket eden kron yüzey alanının en çok olduğu model ataşmansız model olup bunu vertikal ataşmanlı model takip etmektedir. En az kron hareketi gözlemlenen model ise horizontal ataşmanlı ve 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı modeller olup ikisi de benzer sonuçlar göstermektedir. Kök hareketleri değerlendirildiğinde, köklere ait en fazla yüzey alanını içeren distal hareket ataşmansız modelde gözlemlenmiş olup, diğer modellerde ataşmanlar arası önemli fark görülmemiştir. Ek olarak tüm modellerde palatinal kök ucunda mezial hareket gözlemlenmiş olup, kökteki en fazla mezial hareket vertikal ataşmana sahip modelde gözlemlenmiştir. Bunu ataşmansız model takip etmekte olup, horizontal ataşmanlı modelde ve 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı modelde nispeten daha az mezial kök hareketi gelişmiştir. Vertikal ataşmanlı modeldeki mezial kök hareketi, kontrolsüz devrilmeyi akla getirmektedir.

Çalışmalarda, vertikal ataşman ile distalizasyon uygulaması, ataşmansız şekilde gerçekleştirilen distalizasyon uygulamalarından, tipping açısından daha verimli bulmuştur. Fakat bu çalışmalarda plak şekli gingivalde dantela formuna sahip olup, plak uzunluğu da dişeti sınırında sonlanmıştır (Ayidaga & Kamiloglu, 2021; Garino et al., 2016; Rossini vd., 2020). Çalışmamızda, dişeti sınırında sonlanan modellerde diğer çalışmalara benzer sonuçlar bulunmuş olup, plak uzunluğu arttırıldığında bu sonuçların değişkenlik gösterdiği görülmüştür. Bunun nedeni plak uzunluğunun artması ile diş üzerine gelen kuvvet iletiminin daha gingivale doğru yer değiştirmesi ve bunun sonucunda dişe ve ataşmanlara iletilen kuvvet ve momentlerin değişmesi nedeni ile olabilir.

Saif ve ark. (Saif vd., 2022), 2022 yılında yayınladıkları çalışmalarında şeffaf plaklarla distalizasyon sonrası palatal ruga çakıştırmalarını değerlendirmişler ve çalışmanın sonucunda, 2-3 mm'lik distalizasyonun etkili bir şekilde

gerçekleştirilebildiğini ve ataşman kullanımının molarların distalizasyon hareketlerini arttırıcı bir etki gözlemlemediklerini ifade etmişlerdir. Bu bizim çalışmamızla örtüşmemektedir. Fakat Saif ve ark. (Saif vd., 2022) molar distalizasyonunun sadece mezio-distal yönde milimetrik yer değiştirme açısından incelemiş olup rotasyon ve tipping gibi yan etkilerini değerlendirmemişlerdir. Sadece distal yönde gerçekleşen hareketi ele aldıkları için bu açıdan çalışmamızla uyumlu değildir.

5.3.4.3. Plak Uzunluklarının Birlikte Değerlendirilmesi

Plak uzunluklarının etkisi değerlendirmeye katıldığında Y ekseninde gerçekleşen distal yöndeki hareketler, bütün modellerde aynı miktarda yer değiştirme uygulanmış olmasına rağmen dişetin 2 mm üzerinde sonlanan plakta daha fazla miktarda distal yönde hareket gerçekleşmiştir. Bu da dişetin 2 mm üzerindeki plaklarda kuvvet iletiminin daha fazla olduğunu ve hareketlerin daha kolay gerçekleşebileceğini göstermektedir. Klinik önemi değerlendirildiğinde, elastik yapısı nedeni ile zaman içinde kuvvet kaybına uğraması muhtemel olan şeffaf plaklarda, kuvvet iletiminin daha fazla gerçekleştirilebilmesi sayesinde dişeti sınırının üzerinde sonlanan plaklarla daha verimli sonuçlar elde edilebileceği düşüncesini akla getirmektedir. Elshazly ve ark.(Elshazly vd., 2022) yapmış oldukları çalışmada plak uzunluğunun arttırılmasının daha iyi bir kuvvet dağılımı yarattığını ve dişler üzerinde üçüncü düzen (kök) hareketlerinin daha efektif gerçekleştirilebileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca plak uzunluğu arttıkça plakların diş üzerindeki tutuculuğunun da arttığını eklemişlerdir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızın sonuçları ile de örtüşmektedir. Cowley ve ark. (Cowley, 2012) da benzer şekilde plak uzunluğunun artmasının tutuculuk üzerinde olumlu etkisi olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca plak kenarının düz bir formda olmasının da daha tutucu olduğunu bildirmişlerdir.

Bunlara ek olarak çalışmamızın bulgularına göre eğer ataşmansız bir şekilde distalizasyon yapılması planlanıyorsa, distal hareketin daha fazla olması ve kök hareketindeki kontrolün daha iyi sağlanması için plak uzunluğunun arttırılmasının fayda sağlayacağı gözlemlenmiştir.

5.3.5. Z Ekseninde Gözlemlenen Hareketler

Z ekseninde gerçekleşen hareketler, vertikal yönde gerçekleşmiş olan oklüzogingival hareketlerdir. Bütün modellerde, Z ekseninde minimal de olsa hareket gerçekleşmiştir ve bu hareketler genel olarak dişin mezialinde oklüzal yönde, distalinde ise gingival yönde oluşmuştur. Modellerde, maksiller birinci molar dişlerin mezialinde gerçekleşen oklüzal yöndeki hareketlerle birlikte, distalinde gingival yönde hareket gelişmesi, distal yönde bir devrilme hareketi gerçekleştiğini göstermektedir.

5.3.5.1. Dişeti Sınırında Sonlanan Plakta Gözlemlenen Hareketler

Diş eti sınırında sonlanan plakla gerçekleştirilen tüm modellerde Z ekseninde hareket miktarının diş yüzeyi üzerindeki dağılımı incelendiğinde 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı modelde maksiller birinci molar dişe ait bütün yüzeylerde daha homojen dağılımlı bir şekilde hareket gerçekleşmiştir. Bu homojen dağılımı sırası ile horizontal ataşmanlı model, sonrasında vertikal ataşmanlı model izlemiştir. Ataşmansız modelde ise diş yüzeylerinde birbirinden farklı miktarda homojenlikten uzak hareketler gerçekleşmiştir. Ayidağa ve ark, 2021 yılında yayınladıkları çalışmada, Z ekseninde en çok hareketi ataşmansız modelde bulmuş olup, guideline adını verdikleri kendi tasarımları olan horizontal ataşmanlı modellerinde Z ekseninde herhangi bir hareket gerçekleşmediğini bildirmişlerdir (Ayidağa., 2021).

5.3.5.2. Dişeti Sınırının 2 mm Üzerinde Sonlanan Plakta Gözlemlenen Hareketler

Dişeti sınırının 2 mm üzerinde sonlanan plakta Z ekseninde, maksiller birinci molar dişe ait bütün yüzeylerde daha homojen dağılımlı bir şekilde gerçekleşen hareket horizontal ataşmanlı ve 25 derece eğimli yerleştirilmiş ataşmanlı modellerde benzer şekilde gerçekleşmiştir. Ataşmansız modelde ise diş yüzeylerinde birbirinden farklı miktarda hareketler gerçekleşmiş olup, homojen bir yer değiştirmeye en uzak olan model olarak bulunmuştur.

5.3.5.3. Plak Uzunluklarının Birlikte Değerlendirilmesi

Dişlerin tüberkül tepeleri ve kök uçları gibi yüzeyleri değerlendirildiğinde, plak uzunluğunun arttırılması ile Z ekseninde gerçekleşen hareketler, diş yüzeyinde daha homojen bir dağılım sağlamaktadır.

Caruso ve ark.(Caruso vd., 2019), yaptıkları retrospektif bir çalışmada şeffaf plaklarla üst azı dişlerinin kademeli distalizasyonu ile tedavi edilen 10 hastaya ait lateral sefalometrik radyografilerinden hastalara ait vertikal değişiklikleri analiz etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda şeffaf plaklarla üst molar distalizasyonunun, hiperdiverjan veya açık kapanışlı olguların tedavisi için ideal bir çözümü temsil eden dikey boyut kontrolünü sağladığını ifade etmişler ve dolayısı ile şeffaf plaklarla 2-3 mm'ye kadar distal molar hareketin etkili bir alternatif distalizasyon yöntemi olduğunu belirtmişlerdir. Caruso ve arkadaşlarının (Caruso vd., 2019) yaptıkları bu çalışmada, vertikal kontrolün iyi sağlanması ile molar dişlerde tippinge bağlı sarkma etkisi gözlemlenmemiştir. Bu sonuçlar, bizim çalışmamızdaki sonuçlarla çelişmektedir. Fakat Caruso ve ark.'nın (Caruso vd., 2019) yapmış oldukları değerlendirmenin sefalometrik film üzerinde olması ve örneklem boyutunun küçüklüğü nedeni ile sonucun farklı çıkmış olabileceği düşünülebilir. Ayrıca ilgili çalışma ile bizim çalışmamız arasındaki yöntem farklılıkları da bu sonuçların farklı çıkmasının nedeni olabilir. Ek olarak sonlu elemanlar analizinde ısırma kuvvetleri ele alınmamış olup, plakların kalınlıklarının yarattığı intüziv kuvvetler de dişlerin oklüzö-gingival hareketlerinde değişikliklere neden olabileceği göz önünde bulundurulmalı ve bu nedene sonuçlar dikkatli değerlendirilmelidir.

5.4. Limitasyonlar

Sonlu elemanlar analizi ile gerçekleştirilen çalışmamızda, aktivasyon miktarı yalnızca tek bir plağa ait 0,25 mm'lik miktarda gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle sadece tedavi başında uygulanan ilk aktivasyonun etkileri sanal olarak değerlendirilebilmektedir. Bunun sonucu olarak yalnızca başlangıç hareketi gözlemlenebilmekte olup, devamlı gerçekleştirilecek bir distalizasyon hareketi için ancak fikir yürütülebilir. Ayrıca simülasyonlarda çiğneme kuvvetleri ve plastiğin deformasyona uğraması gibi ağız içerisinde normalde gelişebilen veriler analizi komplike hale getirmemek adına ele alınamamıştır. Bu yüzden sonuçlar gerçeği tam

anlamıyla yansıtamayabilir sadece fikir verebilir ve değerlendirilirken dikkatle incelenmelidir.

5.5. Gelecek Çalışmalar İçin Öneriler

Çalışmamız şeffaf plaklarla gerçekleştirilen maksiller molar distalizasyonunda molar dişin hareketi üzerine odaklanmış olup, bu hareketin diğer dişler üzerindeki etkilerini ele almamıştır. Bu nedenle çalışmamızda premolarlarda ve anterior dişlerde ankraj kaybı gerçekleşip gerçekleşmediği konusunda bir bilgi verememektedir ve bu konular araştırmaya açıktır. Ayrıca çalışmamızda kademeli distalizasyon hareketi tercih edilmemiştir. Bu şekilde gerçekleştirilecek distalizasyonlar için öngörü yaratması nedeni ile ilerideki sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, gerçekleştirilen distalizasyon hareketlerinin kademeli olarak planlanan hareketler ile gerçekleştirilmesi, bu nedenle ya büyüme gelişimi devam eden hastalar ele alınarak modellere 7 numaralı dişin dahil edilmemesi ya da 6 ve 7 nolu dişlerin arasında boşluk ilave edilmesi de düşünülebilir. Ek olarak sonlu elemanlar analizi çalışmaları uygulamalar hakkında sadece fikir verebilmekte olup tam anlamı ile gerçeği yansıtamayabileceği için, bu konuda yapılacak klinik çalışmaların öncesinde yol gösterici olarak değerlendirilebilmektedir.

4. SONUÇLAR

Farklı ataşmanlar ve şeffaf plağa ait iki farklı gingival uzunluk ile gerçekleştirilen molar distalizasyonunun değerlendirildiği çalışmamızda elde edilen sonuçlar şu şekilde özetlenebilir;

1. Ataşmansız modellerde periodontal stresin yoğunluğu ve stres dağılımı homojen olmayıp dengesiz bir dağılım gözlemlenmektedir.
2. Plak uzunluğunun artması ile, hem birinci molar dişin köklerine ait, hem de periodontal ligamentine ait apikal bölgelerde stres birikimleri artmıştır.
3. X ekseninde, bukkolingual devrilme hareketi açısından en kontrollü modeller hem dişetinde sonlanan plakla, hem de dişetin 2 mm üzerinde sonlanan plak ile 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşman modelleridir. Ataşmansız modellerde her iki plak uzunluğunda da diğer modellere göre daha fazla bukkolingual devrilme hareketi gözlenmekle birlikte plak uzunluğunun arttırılmasının, plağın bukkolingual devrilme hareketindeki kontrolünü arttırdığı görülmüştür.
4. X ekseninde ayrıca dişlerin meziallerinin distallerinden daha fazla bukkale hareket etmesi ile bir miktar distal rotasyon hareketi gerçekleştiği düşünülmektedir.
5. Y ekseninde mesiodistal devrilme hareketi açısından gerçekleşen en kontrollü hareket, ikili horizontal ataşman ve 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşman modellerinde gözlenmiştir.
6. Plak uzunluğunun arttırılması genel olarak distal yönlü hareket miktarını arttırmaktadır. Ayrıca ataşmansız modellerde belirgin bir şekilde daha kontrollü bir kök hareketi sağlamıştır.
7. Z ekseninde 25 derece eğimli yerleştirilmiş vertikal ataşmanlı ve ikili horizontal ataşmanlı modellerde, her iki plak uzunluğunda da maksiller birinci molar dişe ait bütün yüzeylerde daha homojen dağılımlı bir hareket gerçekleşmiştir.
8. Tüm eksenler değerlendirildiğinde, X ve Z düzlemlerinde az miktarda hareket gözlemleniyor olması ve ayrıca Y ekseninde de kontrolsüz devrilmenin az miktarda gerçekleşmesi nedeni ile 2 mm plak uzunluğu ile birlikte ikili

horizontal atařman veya 25 derece eęimli yerleřtirilmiř vertikal atařman kullanımının daha olumlu sonuçlara neden olacaęı dūřunūlmektedir.



6. KAYNAKLAR

- Acar O., (2023). *Üst I.Molar Dişlerin Maloklüzyonlara Göre Rotasyon, Angulasyon ve İnklınasyon Değerlerinin Dijital 3D Modelleme Yöntemi Kullanılarak İncelenmesi*. Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Ankara.
- Adıgüzel Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, *Dicle Dişhekimliği Dergisi*; 11:18-23.
- Arman, A. C., S.B., Ozel, E.; Arhun, N. (2006); Çetinşahin, A.; Soyman, M. Qualitative and quantitative evaluation of enamel after various stripping methods. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, 130, 131.e7–131.e14.
- Asaro, R., Lubarda VA. (2006). *Mechanics of solids and materials*, Cambridge, Cambridge University Press.
- Askeland, D. R., Phulé, P. P., Wright, W. J., & Bhattacharya, D. K. (2003). *The science and engineering of materials*. London: Chapman & Hall.
- Askeland, D. R., Phulé, P. P., Wright, W. J., & Bhattacharya, D. K. (2003). *The science and engineering of materials*. 6th ed. London: Chapman & Hall.
- Avallone, E. A. (1987). *Standard handbook for mechanical engineers*. New York: McGraw-Hill.
- Ayıdağa, C (2021). *Şeffaf Plaklarla Molar Distalizasyonu Sırasında Farklı Kompozit Ataşman Kullanımının Diş Hareketi Üzerine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi*. (Doktora). Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyeti, Yakın Doğu Üniversitesi, Lefkoşa.
- Ayıdağa, C., & Kamiloğlu, B. (2021). Effects of variable composite attachment shapes in controlling upper molar distalization with aligners: a nonlinear finite element study. *Journal of Healthcare Engineering*.
- Baccetti, T., Franchi, L., & Stahl, F. (2009). Comparison of 2 comprehensive Class II treatment protocols including the bonded Herbst and headgear appliances: a double-blind study of consecutively treated patients at puberty. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(6), 698-e1.
- Balachandran, S., Ganapathy, D., & Ramanathan, V. (2019). Clear aligners-A review. *Drug Invention Today*, 12(10).
- Barone, S., Paoli, A., Razionale, A. V., & Savignano, R. (2016, February). Design of customised orthodontic devices by digital imaging and CAD/FEM modelling. In *International Conference on Bioimaging* (Vol. 3, pp. 44-52). SciTePress.

- Barone, S., Paoli, A., Razionale, A. V., & Savignano, R. (2017). Computational design and engineering of polymeric orthodontic aligners. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 33(8), e2839.
- Basdra, E. K., Huber, H., & Komposch, G. (1996). A clinical report for distalizing maxillary molars by using super-elastic wires. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 57, 118-123.
- Basdra, E., Huber, H., & Komposch, G. (1996). A clinical report for distalizing maxillary molars by using super-elastic wires. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 57, 118-123.
- Bichu, Y. M., Alwafi, A., Liu, X., Andrews, J., Ludwig, B., Bichu, A. Y., & Zou, B. (2023). Advances in orthodontic clear aligner materials. *Bioactive Materials*, 22, 384-403.
- Bichu, Y. M., Alwafi, A., Liu, X., Andrews, J., Ludwig, B., Bichu, A. Y., & Zou, B. (2023). Advances in orthodontic clear aligner materials. *Bioactive Materials*, 22, 384-403.
- Bishara, S. E. (2001). *Textbook of orthodontics*. India: Elsevier
- Blundell, H. L., Weir, T., Byrne, G. (2022). Predictability of overbite control with the Invisalign appliance comparing SmartTrack with precision bite ramps to EX30. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 162(2), e71-e81.
- Bolla, E., Muratore, F., Carano, A., & Bowman, S. J. (2002). Evaluation of maxillary molar distalization with the distal jet: a comparison with other contemporary methods. *The Angle Orthodontist*, 72(5), 481-494.
- Borda, A. F., Garfinkle, J. S., Covell Jr, D. A., Wang, M., Doyle, L., & Sedgley, C. M. (2020). Outcome assessment of orthodontic clear aligner vs fixed appliance treatment in a teenage population with mild malocclusions. *The Angle Orthodontist*, 90(4), 485-490.
- Boyd, R. L. (2007). Complex orthodontic treatment using a new protocol for the Invisalign appliance. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 41(9), 525-523.
- Boyd, R. L., & Waskalic, V. (2001, December). Three-dimensional diagnosis and orthodontic treatment of complex malocclusions with the invisalign appliance. In *Seminars in orthodontics* (Vol. 7, No. 4, pp. 274-293). WB Saunders.
- Bräscher AK, Zuran D, Feldmann RE Jr, Benrath J. (2016) Patient survey on Invisalign® treatment compare the SmartTrack® material to the previous aligner material, *J. Orofac. Orthopedics*, 77(6), 432–438.
- Camardella, L. T., de Vasconcellos Vilella, O., & Breuning, H. (2017). Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 151(6), 1178-1187.

- Can, E., Panayi, N., Polychronis, G., Papageorgiou, S. N., Zinelis, S., Eliades, G., & Eliades, T. (2022). In-house 3D-printed aligners: effect of in vivo ageing on mechanical properties. *European Journal of Orthodontics*, 44(1), 51-55.
- Cangialosi, T. J., Melstrell Jr, M. E., Leung, M. A., & Ko, J. Y. (1988). A cephalometric appraisal of edgewise Class II nonextraction treatment with extraoral force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 93(4), 315-324.
- Caruso, S., Nota, A., Ehsani, S., Maddalone, E., Ojima, K., & Tecco, S. (2019). Impact of molar teeth distalization with clear aligners on occlusal vertical dimension: a retrospective study. *BMC Oral Health*, 19(1), 1-5.
- Cerruto, C., Ugolini, A., Vece, L., Doldo, T., Caprioglio, A., & Silvestrini-Biavati, A. (2017). Cephalometric and dental arch changes to Haas-type rapid maxillary expander anchored to deciduous vs permanent molars: a multicenter, randomized controlled trial. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 78(5). Chiu, P. P., McNamara Jr, J. A., & Franchi, L. (2005). A comparison of two intraoral molar distalization appliances: distal jet versus pendulum. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(3), 353-365.
- Chudasama, D., & Sheridan, J. J. (2007). Guidelines for contemporary air-rotor stripping. *Journal of Clinical Orthodontics*, 41(6), 315.
- Cortona, A., Rossini, G., Parrini, S., Deregibus, A., & Castroflorio, T. (2020). Clear aligner orthodontic therapy of rotated mandibular round-shaped teeth: a finite element study. *The Angle Orthodontist*, 90(2), 247-254.
- Cowley, D. P. (2012). *Effect of gingival margin design on retention of thermoformed orthodontic aligners*. UNLV Theses, University of Nevada, Las Vegas, 1662.
- Cuperus, A. M. R., Harms, M. C., Rangel, F. A., Bronkhorst, E. M., Schols, J. G., & Breuning, K. H. (2012). Dental models made with an intraoral scanner: a validation study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(3), 308-313.
- Daegling, D. J., & Hylander, W. L. (2000). Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form. *American Journal of Physical Anthropology: The Official Publication of the American Association of Physical Anthropologists*, 112(4), 541-551.
- Dai, F. F., Xu, T. M., & Shu, G. (2019). Comparison of achieved and predicted tooth movement of maxillary first molars and central incisors: first premolar extraction treatment with Invisalign. *The Angle Orthodontist*, 89(5), 679-687.
- Danesh, G., Hellak, A., Lippold, C., Ziebura, T., & Schafer, E. (2007). Enamel surfaces following interproximal reduction with different methods. *The Angle Orthodontist*, 77(6), 1004-1010.
- Dastoori, M., Bouserhal, J. P., Halazonetis, D. J., & Athanasiou, A. E. (2018). Anterior teeth root inclination prediction derived from digital models: A comparative

- study of plaster study casts and CBCT images. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(11), e1069.
- Dewel, B. (1954). Serial extraction in orthodontics: Indications, objectives, and treatment procedures. *American journal of orthodontics*, 40(12), 906-926.
- Djeu, G., Shelton, C., & Maganzini, A. (2005). Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 128(3), 292-298.
- Drake CT, M. S., Dolce C, Nair M, Wheeler TT. (2012) Orthodontic tooth movement with clear aligners. ISRN Dent;657973.
- Eliaçık R. (2022). *Şeffaf Plaklarla Tedavi Edilen Dental Sınıf II Vakalarda Konvansiyonel Ataşmanların Farklı Açısal Değerlerde Yerleştirilmesinin Maksiller Molar Distalizasyon Üzerine Etkinliğinin Değerlendirilmesi*. Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.
- Eliades, T. a. Z., S. (2021) Three-dimensional printing and in house appliance fabrication: between innovation and stepping into the un- known. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 159, 1–3.
- Eliades, T., & Bourauel, C. (2005). Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(4), 403-412.
- El-Mangoury, N. H., Moussa, M. M., Mostafa, Y. A., & Girgis, A. S. (1991). In-vivo remineralization after air-rotor stripping. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 25(2), 75-78.
- Elshazly, T. M., Keilig, L., Salvatori, D., Chavanne, P., Aldesoki, M., & Bourauel, C. (2022). Effect of trimming line design and edge extension of orthodontic aligners on force transmission: an in vitro study. *Journal of Dentistry*, 125, 104276.
- Enacar, A., & Ozgen, M. (1993). Asymmetric maxillary expansion appliance (ABHE). *The Cleft palate-craniofacial journal*, 30(4), 416-417.
- Epker, B. N., & Fish, L. C. (1983a). The surgical-orthodontic correction of mandibular deficiency. Part I. *American journal of orthodontics*, 84(5), 408-421.
- Epker, B. N., & Fish, L. C. (1983b). The surgical-orthodontic correction of mandibular deficiency. Part II. *American journal of orthodontics*, 84(6), 491-507.
- Fan, D., Liu, H., Yuan, C. Y., Wang, S. Y., & Wang, P. L. (2022). Effectiveness of the attachment position in molar intrusion with clear aligners: a finite element study. *BMC Oral Health*, 22(1), 474.
- Fisk, G. (1953). culbert Mr, Grainger rM, Hemrend B and Moyers r. the morphology and physiology of distocclusion. *Am J orthod*, 35, 3-12.

- Galan-Lopez, L., Barcia-Gonzalez, J., & Plasencia, E. (2019). A systematic review of the accuracy and efficiency of dental movements with Invisalign®. *The Korean Journal of Orthodontics*, 49(3), 140-149.
- Ganta, G. K., Cheruvu, K., Ravi, R. K., & Reddy, R. P. (2021). Clear aligners, the aesthetic solution: a review. *International Journal of Dental Materials*, 3(3), 90-95.
- Garino, F., Castroflorio, T., Daher, S., Ravera, S., Rossini, G., Cugliari, G., & Deregibus, A. (2016). Effectiveness of composite attachments in controlling upper-molar movement with aligners. *J Clin Orthod*, 50(6), 341-347.
- Geng, J. P., Tan, K. B., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 585-598.
- Geramy A. (2002). Initial stress produced in periodontal membrane by orthodontic loads in presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis., *Eur J Orthod*, 24, 21–33.
- Geramy, A. (2002). Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *The European Journal of Orthodontics*, 24(1), 21-33.
- Ghoneima, A. (2018). Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study.
- Ghosh, J., & Nanda, R. S. (1996). Evaluation of an intraoral maxillary molar distalization technique. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 110(6), 639-646.
- Godwin, W. (1962). Simplified mouth protector technic. *J Michigan State Dent Assoc*, 44, 132.
- Gomez, J. P., Peña, F. M., Martínez, V., Giraldo, D. C., & Cardona, C. I. (2015). Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis. *The Angle Orthodontist*, 85(3), 454-460.
- Gómez-Aguirre, J. N., Argueta-Figueroa, L., Castro-Gutiérrez, M. E. M., & Torres-Rosas, R. (2022). Effects of interproximal enamel reduction techniques used for orthodontics: A systematic review. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 25(3), 304-319.
- Graber, V.V. (2012). *Orthodontics—Current principles & techniques*. 5th ed. St. Louis: Mosby, 778-811.
- Haouili, N., Kravitz, N. D., Vaid, N. R., Ferguson, D. J., & Makki, L. (2020). Has Invisalign improved? A prospective follow-up study on the efficacy of tooth

- movement with Invisalign. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 158(3), 420-425.
- Harnick, D. J. (1998). Case report: Class II correction using a modified Wilson bimetric distalizing arch and maxillary second molar extraction. *The Angle Orthodontist*, 68(3), 275-280.
- Hennessy, J., & Al-Awadhi, E. A. (2016). Clear aligners generations and orthodontic tooth movement. *Journal of orthodontics*, 43(1), 68-76.
- Henry, R. G. (1956). Relationship of the maxillary first permanent molar in normal occlusion and malocclusion: An intraoral study. *American Journal of Orthodontics*, 42(4), 288-306.
- Hor, A., & Keyes, P. (1964). A vinyl applicator for assessing drugs in the treatment of caries and periodontal disease in the hamster. *Journal of Dental Research*, 43(1), 152-152.
- Hughes, T. J., Mallet, M., & Akira, M. (1986). A new finite element formulation for computational fluid dynamics: II. Beyond SUPG. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 54(3), 341-355.
- Jia, L., Wang, C., Li, L., He, Y., Wang, C., Song, J., & Fan, Y. (2023). The effects of lingual buttons, precision cuts, and patient-specific attachments during maxillary molar distalization with clear aligners: Comparison of finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 163(1), e1-e12.
- Johner, A. M., Pandis, N., Dudic, A., & Kiliaridis, S. (2013). Quantitative comparison of 3 enamel-stripping devices in vitro: how precisely can we strip teeth?. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 143(4), 168-172.
- Kesling, H. D. (1945). The philosophy of the tooth positioning appliance. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*, 31(6), 297-304.
- Kim, W. H., Hong, K., Lim, D., Lee, J. H., Jung, Y. J., & Kim, B. (2020). Optimal position of attachment for removable thermoplastic aligner on the lower canine using finite element analysis. *Materials*, 13(15), 3369.
- Kinzinger, G. S., Eren, M., & Diedrich, P. R. (2008). Treatment effects of intraoral appliances with conventional anchorage designs for non-compliance maxillary molar distalization. A literature review. *The European Journal of Orthodontics*, 30(6), 558-571.
- Kloehn, S. J. (1953). Orthodontics--force or persuasion. *The Angle Orthodontist*, 23(1), 56-65.
- Koretsi, V., Chatzigianni, A., & Sidiropoulou, S. (2014). Enamel roughness and incidence of caries after interproximal enamel reduction: a systematic review. *Orthodontics & craniofacial research*, 17(1), 1-13.

- Kravitz, N. D., Kusnoto, B., Agran, B., & Viana, G. (2008). Influence of attachments and interproximal reduction on the accuracy of canine rotation with Invisalign: a prospective clinical study. *The Angle Orthodontist*, 78(4), 682-687.
- Küçük Kurt, S. (2019). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(4), 701-710.
- Kwak, K. H., Oh, S., Choi, Y. K., Kim, S. H., Kim, S. S., Park, S. B., & Kim, Y. I. (2023). Effects of different distalization directions and methods on maxillary total distalization with clear aligners: a finite element study. *The Angle Orthodontist*, 93(3), 348-356.
- Lamons, F. F., & Holmes III, C. W. (1961). The problem of the rotated maxillary first permanent molar. *American Journal of Orthodontics*, 47(4), 246-272.
- Liu, C. L., Sun, W. T., Liao, W., Lu, W. X., Li, Q. W., Jeong, Y., & Zhao, Z. H. (2016). Colour stabilities of three types of orthodontic clear aligners exposed to staining agents. *International journal of oral science*, 8(4), 246-253.
- Liu, L., Zhan, Q., Zhou, J., Kuang, Q., Yan, X., Zhang, X., ... & Long, H. (2021). Effectiveness of an anterior mini-screw in achieving incisor intrusion and palatal root torque for anterior retraction with clear aligners: A finite element study. *The Angle Orthodontist*, 91(6), 794-803.
- Lo Giudice, A., Nucera, R., Ronsivalle, V., Di Grazia, C., Rugeri, M., & Quinzi, V. (2020). Enhancing the diagnosis of maxillary transverse discrepancy through 3-D technology and surface-to-surface superimposition. description of the digital workflow with a documented case report. *European Journal Of Paediatric Dentistry*, 21(2), 213-218.
- Luppanapornlarp, S., & Johnston Jr, L. E. (1993). The effects of premolar-extraction: a long-term comparison of outcomes in “clear-cut” extraction and nonextraction Class II patients. *The Angle Orthodontist*, 63(4), 257-272.
- Mah, P., Reeves, T. E., & McDavid, W. D. (2010). Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*, 39(6), 323-335.
- Mann, K. R., Marshall, S. D., Qian, F., Southard, K. A., & Southard, T. E. (2011). Effect of maxillary anteroposterior position on profile esthetics in headgear-treated patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(2), 228-234.
- Martorelli, M., Gerbino, S., Giudice, M., & Ausiello, P. (2013). A comparison between customized clear and removable orthodontic appliances manufactured using RP and CNC techniques. *Dental Materials*, 29(2), e1-e10.
- Maspero, C., Gaffuri, F., Castro, I. O., Lanteri, V., Ugolini, A., & Farronato, M. (2019). Correlation between Dental Vestibular–Palatal Inclination and Alveolar Bone Remodeling after Orthodontic Treatment: A CBCT Analysis. *Materials*, 12(24), 4225.

- McNamara, J. A., Brudon, W. L., & Kokich, V. G. (2001). *Orthodontics and dentofacial orthopedics* (Vol. 3). Needham Press Ann Arbor.
- McNeill, C. (1997). *Science and practice of occlusion*. Illinois: Quintessence Pub. Co.
- Mehra, T., Nanda, R. S., & Sinha, P. K. (1998). Orthodontists' assessment and management of patient compliance. *The Angle Orthodontist*, 68(2), 115-122.
- Meijer, H. J. A., Starmans, F. J. M., Steen, W. H. A., & Bosman, F. (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives of oral biology*, 38(6), 491-496.
- Mikulewicz, M., Szymkowski, J., & Matthews-Brzozowska, T. (2007). SEM and profilometric evaluation of enamel surface after air rotor stripping-an in vitro study. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 9(1), 11.
- Miller, K. B., McGorray, S. P., Womack, R., Quintero, J. C., Perelmuter, M., Gibson, J., (2007). A comparison of treatment impacts between Invisalign aligner and fixed appliance therapy during the first week of treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(3), 302-e1.
- Moaveni, S. (2003). *Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys*, International Edition. India: Pearson Education.
- Morse, P. M., & Feshbach, H. (1954). Methods of theoretical physics. *American Journal of Physics*, 22(6), 410-413.
- Moshiri, M., Kravitz, N. D., Nicozisis, J., & Miller, S. (2021, September). Invisalign eighth-generation features for deep-bite correction and posterior arch expansion. In *Seminars in Orthodontics* (Vol. 27, No. 3, pp. 175-178). WB Saunders.
- Moya, S. P., & Zafra, J. L. (2021). *Aligner Techniques in Orthodontics*. John Wiley & Sons.
- Moyers, R. E., Riolo, M. L., Guire, K. E., Wainright, R. L., & Bookstein, F. L. (1980). Differential diagnosis of Class II malocclusions: Part 1. Facial types associated with Class II malocclusions. *American journal of orthodontics*, 78(5), 477-494.
- Nahoum, H. I. (1964). The vacuum formed dental contour appliance. *NY State Dent J*, 9, 385-390.
- Nahoum, H. I. (2014). Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 146(5), 545-546.
- Nucera, R., Dolci, C., Bellocchio, A. M., Costa, S., Barbera, S., Rustico, L., & Portelli, M. (2022). Effects of composite attachments on orthodontic clear aligners therapy: a systematic review. *Materials*, 15(2), 533.

- O'Brien, W. J. (Ed.). (2002). *Dental materials and their selection* (Vol. 10). Chicago: Quintessence.
- O'Dowd, A. D. o. s., cheaper option or dangerous gamble? *British Dental Journal*, 228, 321–324.
- Olson, J. C., Shroff, B., Carrico, C., Boyle, J. and Lindauer, S.J. . (2020). Comparison of patient factors influencing the selection of an orthodon- tist, general dentist, or direct-to-consumer aligners. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 157, 526-532.e522.
- Osvaldik-Trapl, M., & Droschl, H. (1978). Upper headgear versus lower headgear, yokes, and class III elastics. *The Angle Orthodontist*, 48(1), 57-61.
- Owen, D. R. J., & Hinton, E. (1980). A simple guide to finite elements. (*No Title*).
- Padmanabhan, S. (2016). Do it yourself orthodontics: alarmist or real?. *Journal of Indian Orthodontic Society*, 50(3), 137-138..
- Peck, H., & Peck, S. (1972). An index for assessing tooth shape deviations as applied to the mandibular incisors. *American journal of orthodontics*, 61(4), 384-401.
- Piacentini, C., & Sfondrini, G. (1996). A scanning electron microscopy comparison of enamel polishing methods after air-rotor stripping. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 109(1), 57-63.
- Ponitz, R. J. (1971). Invisible retainers. *American journal of orthodontics*, 59(3), 266-272.
- Poulton, D. R. (1967). The influence of extraoral traction. *American journal of orthodontics*, 53(1), 8-18.
- Ravera, S., Castroflorio, T., Garino, F., Daher, S., Cugliari, G., & Deregibus, A. (2016). Maxillary molar distalization with aligners in adult patients: a multicenter retrospective study. *Progress in orthodontics*, 17, 1-9.
- Remensnyder, O. (1926). *A gum-massaging appliance in the treatment of pyorrhea*. Philadelphia: SS White Dental Manufacturing Company.
- Remonsnyder O., (1949). United States Patent 2,479,780. Orthodontic Appliance, Aug 23.
- Rinchuse, D. J. (1997). Active tooth movement with Essix-based appliances. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 31(2), 109-112.
- Rossini, G., Parrini, S., Castroflorio, T., Deregibus, A., & Debernardi, C. L. (2015). Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *The Angle Orthodontist*, 85(5), 881-889.
- Rossini, G., Schiaffino, M., Parrini, S., Sedran, A., Deregibus, A., & Castroflorio, T. (2020). Upper second molar distalization with clear aligners: a finite element study. *Applied Sciences*, 10(21), 7739.

- Sa'aed, N. L., Park, C. O., Bayome, M., Park, J. H., Kim, Y., & Kook, Y.-A. (2015). Skeletal and dental effects of molar distalization using a modified palatal anchorage plate in adolescents. *The Angle Orthodontist*, 85(4), 657-664.
- Saif, B. S., Pan, F., Mou, Q., Han, M., Bu, W., Zhao, J., ... & Guo, Y. C. (2022). Efficiency evaluation of maxillary molar distalization using Invisalign based on palatal rugae registration. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 161(4), e372-e379.
- Schupp, W., Haubrich, J., & Neumann, I. (2010). Class II correction with the Invisalign system. *J Clin Orthod*, 44(1), 28-35.
- Schwarz, A. M. (1932). Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*, 18(4), 331-352.
- Sfondrini, M. F., Cacciafesta, V., & Sfondrini, G. (2002). Upper molar distalization: a critical analysis. *Orthodontics & craniofacial research*, 5(2), 114-126.
- Shah, S. (2020). Clear Aligners: An Update. *EAS Journal of Dentistry and Oral Medicine*, 2(6), 160-164.
- Sheridan J. (1993). Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention. *J Clin Orthod*, 27, 37-45.
- Sheridan, J. J., Armbruster, P., Nguyen, P., & Pulitzer, S. (2004). Tooth movement with Essix mounding. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 38(8), 435-441.
- Shetty, P., Hegde, A., & Rai, K. (2010). Finite element method—an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34(3), 281-285.
- Shigley, J. E., Mitchell, L. D., & Saunders, H. (1985). Mechanical engineering design, 145-145.
- Simon, M., Keilig, L., Schwarze, J., Jung, B. A., & Bourauel, C. (2014). Treatment outcome and efficacy of an aligner technique—regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC oral health*, 14, 1-7.
- System, T. O. T. I. (2006). *The Invisalign System*. London: Quintessence Publishing.
- Şahin, M. K. (2008). Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti. *AD Gazi Üniversitesi*.
- Taffarel, I. A., Gasparello, G. G., Mota-Júnior, S. L., Pithon, M. M., Taffarel, I. P., Meira, T. M., & Tanaka, O. M. (2022). Distalization of maxillary molars with Invisalign aligners in nonextraction patients with Class II malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 162(4), e176-e182.
- Tai, S. (2018). *Clear aligner technique*. Illinois: Quintessence Publishing Co, I.

- Tanaka, E., & Van Eijden, T. (2003). Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 14(2), 138-150.
- Turbill, E. A., Richmond, S., & Wright, J. L. (2003). Social inequality and discontinuation of orthodontic treatment: is there a link? *The European Journal of Orthodontics*, 25(2), 175-183.
- Vargervik, K., & Harvold, E. P. (1985). Response to activator treatment in Class II malocclusions. *American journal of orthodontics*, 88(3), 242-251.
- Vlaskalic, V., & Boyd, R. L. (2002). Clinical evolution of the Invisalign appliance. *Journal of the California Dental Association*, (30(10), 769-776
- Wajekar, N., Pathak, S., & Mani, S. (2022). Rise & review of invisalign clear aligner system. *IP Indian J Orthod Dentofacial Res*, 8(1), 7-11.
- Weckmann, J., Scharf, S., Graf, I., Schwarze, J., Keilig, L., Bourauel, C., & Braumann, B. (2020). Influence of attachment bonding protocol on precision of the attachment in aligner treatments. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 81(1).
- Wu, J. L., Liu, Y. F., Peng, W., Dong, H. Y., & Zhang, J. X. (2018). A biomechanical case study on the optimal orthodontic force on the maxillary canine tooth based on finite element analysis. *Journal of Zhejiang University. Science. B*, 19(7), 535–546.
- Zachrisson, B. U., Minster, L., Øgaard, B., & Birkhed, D. (2011). Dental health assessed after interproximal enamel reduction: caries risk in posterior teeth. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(1), 90-98.
- Zachrisson, B. U., Nyøygård, L., & Mobarak, K. (2007). Dental health assessed more than 10 years after interproximal enamel reduction of mandibular anterior teeth. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(2), 162-169.
- Zhong, M., Jost-Brinkmann, P. G., Zellmann, M., Zellmann, S., & Radlanski, R. J. (2000). Clinical evaluation of a new technique for interdental enamel reduction. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 61, 432-439.
- Zienkiewicz, O. C., Taylor, R. L., & Zhu, J. Z. (2005). *The finite element method: its basis and fundamentals*. London: Elsevier.
- Zingler, S., Sommer, A., Sen, S., Saure, D., Langer, J., Guillon, O., & Lux, C. J. (2016). Efficiency of powered systems for interproximal enamel reduction (IER) and enamel roughness before and after polishing—an in vitro study. *Clinical oral investigations*, 20, 933-942.

7. EKLER

EK-1. Etik Kurul Onayı



EK-2. Özgeçmiş

KİŞİSEL BİLGİLER	
Adı Soyadı	: Tulca BÜYÜKPATIR TÜRK
Medeni hali	: Evli
Uyruğu	: Türkiye
E-mail	: tulcabuyukpatirturk@aybu.edu.tr
EĞİTİM	
Lisans	: Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi - 2018
Uzmanlık	: Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı
YABANCI DİL BİLGİSİ	
İngilizce	: İyi
AKADEMİK ÇALIŞMALAR	
1. Büyükpatri Türk T., Kucukkaraca E. Ortodontide Dijital 3D Modeller. (2022). Editör Dilek Atik. Sağlık Bilimleri Alanında Yeni Trendler IV. 1. Baskı. Duvar Yayınları. İzmir. 2022. Ss:263-277. 2. Büyükpatri Türk T., Küçükkaraca E., Skeletal Change In A Patient With Class 3 Relationship Using Hybrid RPE Application, CP183, Poster Presentation at European Orthodontic Society Annual Congress, 9-13 June, Athens	
Katıldığı Bilimsel Etkinlikler 1. Ortodontistin Seyir Defteri, 26 Eylül 2021, İstanbul 2. Orthero Master's Class, 16-17 Ekim 2022, İstanbul 3. Splintten Fizyoterapiye Okluzyonun Düzenlenmesi, 25-26 Nisan 2022, İstanbul 4. Metamorfoz Remastered: Ortognatik Cerrahi Kursu, 19 Mart 2023, İstanbul 5. Multidiciplinary Treatment In Orthodontics, 17 Aralık 2023, Londra 6. FACE Academy Türkiye Advanced Orthodontics Program, Session I: Introduction to FACE and TMJ 15-16-17 Mart 2024, İstanbul 7. FACE Academy Türkiye Advanced Orthodontics Program, Session II: Introduction to Splints 6-17-18-19 Mayıs 2024, İstanbul 8. European Orthodontic Society 2024 Annual Congress, 9-13 Haziran, Atina	

