



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA
TEZİ**

**İKİ FARKLI MOLAR DİSTALİZASYONU
UYGULAMASINDA KORTİKOTOMİNİN
DENTOALVEOLAR YAPILAR VE
ORTODONTİK MİNİ VİDALAR ÜZERİNDEKİ
ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

ORKHAN SADIGOV

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

OCAK 2019



**İKİ FARKLI MOLAR DİSTALİZASYONU UYGULAMASINDA
KORTİKOTOMİNİN DENTOALVEOLAR YAPILAR VE ORTODONTİK
MİNİ VİDALAR ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Orkhan SADIGOV

**DOKTORA TEZİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

OCAK 2019

Orkhan SADIGOV tarafından hazırlanan “İKİ FARKLI MOLAR DİSTALİZASYONU UYGULAMASINDA KORTİKOTOMİNİN DENTOALVEOLAR YAPILAR VE ORTODONTİK MİNİ VİDALAR ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Selin KALE VARLIK

Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Başkan : Prof.Dr. Tuba Tortop

Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

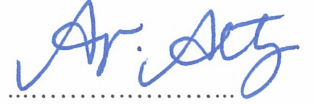
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye : Prof.Dr. Ayşe Tuba Altuğ Demiralp

Ortodonti Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

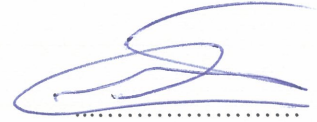
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye : Prof.Dr. Cumhur Tuncer

Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye : Doç.Dr. Banu Sağlam Aydınatay

Ortodonti Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Tez Savunma Tarihi: 15/01/2019

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Orkhan SADIGOV

15/01/2019

İKİ FARKLI MOLAR DİSTALİZASYONU UYGULAMASINDA KORTİKOTOMİNİN
DENTOALVEOLAR YAPILAR VE ORTODONTİK MİNİ VİDALAR ÜZERİNDEKİ
ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

(Doktora Tezi)

Orkhan SADIGOV

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
OCAK 2019

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, iki farklı molar distalizasyonu uygulamasında oluşan stres seviyelerinin ve birinci molar dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının incelenmesi, ayrıca bu uygulamalara ek olarak yapılan vertikal alveolar kortikotomilerin yarattığı farklılıkları sonlu elemanlar analizi (SEA) ile değerlendirmektir. Çalışmada biri palatinalden diğeri de bukkalden kuvvet uygulayan 2 farklı mini-vida destekli molar distalizasyonu modeli oluşturulmuştur. Bu modeller üzerinde ikinci molarların mezyali ve distaline vertikal alveolar kortikotomi kesileri uygulanmış veya herhangi bir kortikotomi kesisi uygulanmamış olan 4 farklı senaryo oluşturulmuştur. Molar distalizasyonu mekaniklerinin ürettiği kuvvetlerin modellere uygulanması sonucu oluşan stresler ve dişlerin yer değiştirme değerleri SEA ile incelenmiştir. Sonuç olarak, kortikal ve spongios kemikte oluşan stres değerlerinin tüm senaryolarda patolojik sınırların altında kaldığı belirlenmiştir. Her iki distalizasyon modelinde birinci molar dişlerde ve periodontal ligamentte oluşan stres değerlerinin yanısıra bu dişlerde meydana gelen transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirme değerleri, dişlerde bukkale ve distale devrilme ve rotasyonel hareketlerin meydana geldiğini göstermektedir. Kortikotomi uygulaması ile palatinalden kuvvet uygulayan distalizasyon modelinde kortikal ve spongios kemikteki stres değerlerinin bukkalden kuvvet uygulayan distalizasyon modeline kıyasla daha fazla azaldığı belirlenmiştir. Kortikotomi uygulamasının kuvvetin palatinalden uygulandığı distalizasyon modelinde molar dişlerde meydana gelen distalizasyon miktarını azaltmakla birlikte bu dişlerde oluşan bukkale ve distale devrilme, rotasyonel ve vertikal yön hareketleri gibi arzu edilmeyen diş hareketlerini azalttığı tespit edilmiştir. Kortikotomi uygulamasının kuvvetin bukkalden uygulandığı distalizasyon modelinde dişlerdeki yer değiştirme miktarları ve diş hareketi tipleri üzerine etkisinin ihmal edilebilir düzeyde olduğu belirlenmiştir.

Bilim Kodu : 1045

Anahtar Kelimeler : Molar distalizasyonu, kortikotomi, sonlu elemanlar analizi

Sayfa Adedi : 134

Danışman : Prof. Dr. Selin KALE VARLIK

EVALUATION OF THE EFFECTS OF CORTICOTOMY ON DENTOALVEOLAR
STRUCTURES AND ORTHODONTIC MINI SCREWS IN TWO DIFFERENT MOLAR
DISTALIZATION APPLICATION BY FINITE ELEMENT METHOD.

(Ph. D. Thesis)

Orkhan SADIGOV

GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES
JANUARY 2019

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the amount of stress levels and teeth displacement caused by two different molar distalization techniques and to evaluate the differences created by vertical alveolar corticotomies by finite element analysis (FEM). Two different mini-screw-supported molar distalization models were created in the study, one of which applied force from the palatal and the other from the buccal region. Two different scenarios for each model were set. In first and third scenarios distalization force was applied either from the palatal (scenario 1) or buccal sides (scenario 3). In second and fourth scenarios vertical corticotomy cuts to the mesial and distal of the second molars were added to the models along with the distalization forces. Von Mises stresses and tooth displacement values were analyzed by finite element analysis after applying the forces generated by the mechanics of the molar distalization to these models. As a result of analysis, stress values of cortical and spongy bone in all scenarios were found to be below the pathological limits. In both distalization models, the stress values in the first molar teeth and periodontal ligament as well as the transverse, sagittal and vertical displacement values in the teeth indicate that buccal and distal tipping and rotational movements occurred in the teeth. By corticotomy application in the distalization model which applied force from the palatal, it was determined that the stress values in the cortical and spongy bone decreased more than the distalization model which force was applied from the buccal. It was found that corticotomy application in the distalization model that applies force from the palatal, decreases the amount of distalization occurring in molar teeth, but also decreases unwanted tooth movements such as buccal and distal tipping, rotational and vertical direction movements. The effect of corticotomy application on the displacement quantities and dental movement patterns in the distalization model which applied force from the buccal was negligible.

Science Code : 1045

Key Words : Molar distalization, corticotomy, finite element analysis

Page Number : 134

Advisor : Prof. Dr. Selin KALE VARLIK

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimimde ve tezimin hazırlanması boyunca sabrını, hoşgörüsünü ve yardımlarını benden esirgemeyen, daha doğru kararlar alabilmem adına bana aktarmış olduğu engin bilgileri ile kılavuzluğundan her daim gurur ve mutluluk duyduğum, sevgili hocam ve değerli danışmanım sayın Prof. Dr. Selin Kale Varlık'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Doktora öğrenciliğim boyunca destek ve katkılarından dolayı Anabilim Dalı başkanımız Prof. Dr. Neslihan ÜÇÜNCÜ nezdinde bölümdeki tüm hocalarıma,

Tecrübelerini benimle her zaman içtenlikle paylaşan, iyi ki tanımışım dediğim Dr. Orhan SALMANLI, Dr. Eren KORUNMUŞ, Dr. Myumyun Safet MYUMYUN, Dr. Füsun COŞKUN TÜRKİYILMAZ', Dr. Cemile UYSAL ve Dr. Altuğ YENİAY'a,

Doktora eğitimimin başından beri birlikte yürüdüğüm, bu süreçte birçok şey paylaştığım, her konuda destek ve dostluklarını daima hissettiğim, sevgili Dt. Derviş Emre ERCAN, Dt. Merve BAYRAKÇEKEN, Dt. Duygu ÖZTÜRK ve Dt. Alaa SALAHALDİN'e ve bütün asistan diğerlerime,

Çalışma hayatım boyunca yardımlarını ve güler yüzlülüğünü esirgemeyen sevgili Jale DEMİRBAŞ, Hayri KILIÇARSLAN, Ferhat AKSU ve tüm bölüm personeline,

Türkiye'ye geldiğim ilk günden beri hayatı paylaştığım dostum Dr. Ramil ALİYEV'e

Bugünlere gelmemde büyük payı olan, benden uzakta olsalar da sevgilerini daima kalbimde hissettiğim sevgili annem Mehriban AĞAYEVA, babam Amil SADIGOV ve bir tanecik kardeşim Kamran SADIGOV'a,

sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Molar Distalizasyonu	3
2.1.1. Ağız dışı molar distalizasyonu uygulamaları	3
2.1.2. Ağız içi molar distalizasyonu uygulamaları	4
2.1.3. Kemik destekli molar distalizasyonu uygulamaları	10
2.1.4. Bukkal bölgeye yerleştirilen mini-vidalardan destek alınarak yapılan molar distalizasyonu uygulamaları.....	12
2.1.5. Palatinal bölgeye yerleştirilen mini-vida destekli distalizasyon uygulamaları.....	14
2.1.6. Modifiye Palatal Ankraj Plağı (MPAP)	15
2.2. Ortodontide Diş Hareketini Hızlandırılmak için Uygulanan Yöntemler	16
2.2.1. Ortodontik diş hareketini hızlandırmak için uygulanan cerrahi yöntemler.....	18
2.3. Kuvvet Analizi Yöntemleri	25
2.3.1. Gerinim ölçer cihazı kullanılarak yapılan kuvvet analizi yöntemi	25
2.3.2. Holografik interferometre ile analiz yöntemi.....	26
2.3.3. Fotoelastik stres analizi	26

	Sayfa
2.3.4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi.....	26
2.3.5. Radyotelemetri ile stres analizi	26
2.3.6. Termografik stres analizi.....	27
2.3.7. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)	27
2.3.8. Ortodontide SEA kullanımı.....	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. Geometrik Modelin Oluşturulması	39
3.1.1. Maksiller kemik dokularının modellenmesi.....	40
3.1.2. Dişlerin ve Periodontal Ligamentin (PDL) modellenmesi.....	42
3.1.3. Molar Distalizasyonu mekaniklerini oluşturan yapıların (aygıtların) modellenmesi	44
3.1.4. Senaryoların oluşturulması.....	47
3.1.5. Geometrik modellerin sonlu elemanlar modellerine dönüştürülmesi	49
3.1.6. Malzeme özelliklerinin tanımlanması	50
3.1.7. Sınır Koşullarının tanımlanması	51
3.1.8. Kuvvet uygulamasının yapılması	52
4. BULGULAR	55
4.1. Kortikal Kemikte Oluşan Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi.....	57
4.1.1. Birinci senaryo	57
4.1.2. İkinci senaryo	58
4.1.3. Üçüncü senaryo	59
4.1.4. Dördüncü senaryo	60
4.2. Spongioz kemikte oluşan Von Mises streslerin değerlendirilmesi	62
4.2.1. Birinci Senaryo.....	62
4.2.2. İkinci senaryo	62
4.2.3. Üçüncü senaryo	63

Sayfa

4.2.4. Dördüncü Senaryo.....	63
4.3. Birinci Molar Dişte Oluşan Von Mises Stres, Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri.....	65
4.3.1. Birinci senaryo	65
4.3.2. İkinci senaryo	68
4.3.3. Üçüncü senaryo	70
4.3.4. Dördüncü senaryo	72
4.4. Birinci Molar Dişin Etrafındaki PDL'de Oluşan Von Mises Stres, Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri	75
4.4.1. Birinci senaryo	75
4.4.2. İkinci senaryo	77
4.4.3. Üçüncü senaryo	78
4.4.4. Dördüncü senaryo	80
4.5. Dişlerde Meydana Gelen Transversal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri	82
4.5.1. Birinci senaryo	82
4.5.2. İkinci senaryo	83
4.5.3. Üçüncü senaryo	84
4.5.4. Dördüncü senaryo	84
4.6. Dişlerde Meydana Gelen Sagittal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri.....	85
4.6.1. Birinci senaryo	85
4.6.2. İkinci senaryo	86
4.6.3. Üçüncü senaryo	86
4.6.4. Dördüncü senaryo	87
4.7. Dişlerde Meydana Gelen Vertikal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri.....	88
4.7.1. Birinci senaryo	88
4.7.2. İkinci senaryo	88
4.7.3. Üçüncü senaryo	89

	Sayfa
4.7.4. Dördüncü senaryo	89
5. TARTIŞMA	93
5.1. Çalışmanın Amacı	93
5.2. Gereç ve Yöntem	95
5.2.1. Molar distalizasyonu ve Alveolar kortikotomi.....	95
5.2.2. Molar distalizasyonu – Alveolar Kortikotomi – SEA.....	96
5.2.3. Kortikotomi ve SEA.....	97
5.2.4. SEA ile modelleme.....	100
5.3. Bulgular.....	102
5.3.1. Kortikal ve spongios kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarına ait bulguların değerlendirilmesi	102
5.3.2. Birinci molar dişlerde ve bu dişlerin çevresindeki PDL’de oluşan stres değerlerine ait bulguların değerlendirilmesi	105
5.3.3. Molar dişlerde meydana gelen transversal yöndeki yer değiştirme miktarlarına ait bulguların değerlendirilmesi.....	108
5.3.4. Molar dişlerin sagittal yöndeki hareketlerine ait bulguların değerlendirilmesi.....	110
5.3.5. Molar dişlerde meydana gelen vertikal yöndeki yer değiştirme miktarlarına ait bulguların değerlendirilmesi.....	111
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	113
6.1. Sonuçlar.....	113
6.2.Öneriler	115
KAYNAKLAR.....	117
ÖZGEÇMİŞ	133

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan yapıların malzeme özellikleri (elastisite modülü ve Poisson oranları)	50
Çizelge 3.2. Çalışmada oluşturulan modellerde kullanılan düğüm ve eleman sayıları	51
Çizelge 4.1. Kemik üzerindeki belirlenmiş noktaların tanımlanması.....	57
Çizelge 4.2. Birinci ve ikinci senaryolarda kortikal ve spongios kemikteki belirlenmiş noktalarda oluşan Von Mises stres değerleri	64
Çizelge 4.3. Üçüncü ve dördüncü senaryolarda kortikal ve spongios kemikteki belirlenmiş noktalarda oluşan Von Mises stres değerleri.	65
Çizelge 4.4. Birinci molar dişlerin köklerinde oluşan en yüksek Von Mises, Maksimum ve Minimum Asal stres değerleri.	75
Çizelge 4.5. Birinci molar dişin etrafındaki PDL’de oluşan en yüksek Von Mises, Maksimum ve Minimum Asal stres değerleri.	82
Çizelge 4.6. Birinci ve ikinci senaryolarda dişlerdeki yer değiştirme değerleri.....	90
Çizelge 4.7. Üçüncü ve dördüncü senaryolarda dişlerdeki yer değiştirme değerleri.....	91

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Geometrik modelde eleman sayısının artırılması ile oluşan değişiklikler	28
Şekil 3.1. Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Almanya) optik tarayıcı cihazı	40
Şekil 3.2. Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA), 40 saniyelik tarama ile elde edilen 601 kesitlik görüntü	40
Şekil 3.3. “Interactive Segmentation“ yöntemi ile kemik dokusunun ayrıştırılmasının görüntüsü	41
Şekil 3.4. Maksiller kortikal kemik görüntüsü.....	42
Şekil 3.5. Maksiller spongioz kemik görüntüsü.....	42
Şekil 3.6. Modellenmiş maksiller dişlerin görüntüsü	43
Şekil 3.7. Modellenmiş dişlere ait PDL görüntüsü	43
Şekil 3.8. Modellenmiş Dişler ve PDL’nin birlikte görüntüsü	44
Şekil 3.9. Tam dişli çalışma modelinin görüntüsü.....	44
Şekil 3.10. Modifiye Palatal Ankraj Plağı ve mini vidaların görüntüsü.....	45
Şekil 3.11. MPAP apareyinin çalışma modeli ile birlikte oklüzalden görüntüsü	45
Şekil 3.12. Palatinal bölgeden kuvvet uygulayan molar distalizasyonu mekaniğinin çalışma modeli ile birlikte görüntüsü.....	46
Şekil 3.13. Bukkal bölgeden kuvvet uygulayan molar distalizasyonu mekaniğinin çalışma modeli ile birlikte görüntüsü.....	47
Şekil 3.14. Palatinalden kuvvet uygulayan molar distalizasyonu modelinin kortikotomi kesileri eklenmiş görüntüsü (ikinci senaryo)	48
Şekil 3.15. Bukkalden kuvvet uygulayan molar distalizasyonu modelinin Kortikotomi kesileri eklenmiş görüntüsü (dördüncü senaryo)	49
Şekil 3.16. Algor Fempro yazılımında kullanılan eleman çeşitlerinin görüntüsü	50
Şekil 3.17. Modellerin sabitlenmesinin görüntüsü	51
Şekil 3.18. Birinci ve ikinci senaryolara ait kuvvet simülasyonlarının görüntüsü	52
Şekil 3.19. Üçüncü ve dördüncü senaryolara ait kuvvet simülasyonlarının görüntüsü ..	53
Şekil 4.1. Birinci ve ikinci senaryolarda kemik üzerindeki belirlenmiş noktalar	56

Şekil	Sayfa
Şekil 4.2. Üçüncü ve dördüncü senaryolarda kemik üzerindeki belirlenmiş noktalar ...	56
Şekil 4.3. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının önden görüntüsü ...	58
Şekil 4.4. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü .	58
Şekil 4.5. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının önden görüntüsü	59
Şekil 4.6. Spongiozl kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü	59
Şekil 4.7. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının önden görüntüsü ...	60
Şekil 4.8. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü .	60
Şekil 4.9. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının önden görüntüsü ...	61
Şekil 4.10. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü.....	61
Şekil 4.11. Spongioz kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü.....	62
Şekil 4.12. Spongioz kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü.....	63
Şekil 4.13. Spongioz kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü	63
Şekil 4.14. Spongioz kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü	64
Şekil 4.15. a Dişlerde oluşan Von Mises stres değerlerinin palatinalden görüntüsü	66
Şekil 4.15. b Dişlerde oluşan Von Mises stres değerlerinin oklüzalden görüntüsü	66
Şekil 4.15. c Dişlerde oluşan Von Mises stres değerlerinin bukkalden görüntüsü	67
Şekil 4.16. Dişlerde oluşan maksimum asal stres değerleri	67
Şekil 4.17. Dişlerde oluşan minimum asal stres değerleri.	67
Şekil 4.18. a Dişlerde oluşan Von Mises stres değerlerinin palatinalden görüntüsü	68
Şekil 4.18. b Dişlerde oluşan Von Mises stres değerlerinin oklüzalden görüntüsü	69
Şekil 4.18. c Dişlerde oluşan Von Mises stres değerlerinin bukkalden görüntüsü	69
Şekil 4.19. Dişlerde oluşan maksimum asal stres değerleri	69
Şekil 4.20. Dişlerde oluşan minimum asal stres değerleri	70
Şekil 4.21. a Dişlerde oluşan Von Mises stres değerlerinin palatinalden görüntüsü	71

Şekil	Sayfa
Şekil 4.21. b Dişlerde oluşan Von Mises stres değerlerinin oklüzalden görüntüsü	71
Şekil 4.21. c Dişlerde oluşan Von Mises stres değerlerinin bukkalden görüntüsü	71
Şekil 4.22. Dişlerde oluşan maksimum asal stres değerleri	72
Şekil 4.23. Dişlerde oluşan minimum asal stres değerleri	72
Şekil 4.24. a Dişlerde oluşan Von Mises stres değerlerinin palatinalden görüntüsü	73
Şekil 4.24. b Dişlerde oluşan Von Mises stres değerlerinin oklüzalden görüntüsü	73
Şekil 4.24. c Dişlerde oluşan Von Mises stres değerlerinin bukkalden görüntüsü	74
Şekil 4.25. Dişlerde oluşan maksimum asal stres değerleri.....	74
Şekil 4.26. Dişlerde oluşan minimum asal stres değerleri	74
Şekil 4.27. a Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises stres değerlerinin palatinalden görüntüsü	75
Şekil 4.27. b Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises stres değerlerinin bukkalden görüntüsü	76
Şekil 4.28. Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan maksimum asal stres değerleri	76
Şekil 4.29. Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan minimum asal stres değerleri.....	76
Şekil 4.30. a Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises stres değerlerinin palatinalden görüntüsü	77
Şekil 4.30. b Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises stres değerlerinin bukkalden görüntüsü	78
Şekil 4.31. Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan maksimum asal stres değerleri	78
Şekil 4.32. Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan minimum asal stres değerleri.....	78
Şekil 4.33. a Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises stres değerlerinin palatinalden görüntüsü	79
Şekil 4.33. b Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises stres değerlerinin bukkalden görüntüsü	79
Şekil 4.34. Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan maksimum asal stres değerleri	79
Şekil 4.35. Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan minimum asal stres değerleri.....	80

Şekil	Sayfa
Şekil 4.36. a Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises stres değerlerinin palatinalden görüntüsü	81
Şekil 4.36. b Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises stres değerlerinin bukkalden görüntüsü	81
Şekil 4.37. Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan maksimum asal stres değerleri	81
Şekil 4.38. Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan minimum asal stres değerleri	82
Şekil 4.39. Dişlerde meydana gelen transversal yöndeki yer değiştirme değerleri	83
Şekil 4.40. Dişlerde meydana gelen transversal yöndeki yer değiştirme değerleri	83
Şekil 4.41. Dişlerde meydana gelen transversal yöndeki yer değiştirme değerleri	84
Şekil 4.42. Dişlerde meydana gelen transversal yöndeki yer değiştirme değerleri	85
Şekil 4.43. Dişlerde meydana gelen sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri	85
Şekil 4.44. Dişlerde meydana gelen sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri	86
Şekil 4.45. Dişlerde meydana gelen sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri	87
Şekil 4.46. Dişlerde meydana gelen sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri	87
Şekil 4.47. Dişlerde meydana gelen sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri	88
Şekil 4.48. Dişlerde meydana gelen vertikal yöndeki yer değiştirme değerleri	89
Şekil 4.49. Dişlerde meydana gelen vertikal yöndeki yer değiştirme değerleri	89
Şekil 4.50. Dişlerde meydana gelen vertikal yer değiştirme değerleri	90

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

°	Derece
%	Yüzde
g	Gram
mm	Milimetre
N	Newton
μ	Mikro

Açıklamalar

Kısaltmalar

ab	Apikal bukkal
amb	Apikal mezyal bukkal
adp	Apikal distal bukkal
BT	Bilgisayarlı Tomografi
HU	Hounsfield Ünitesi
kdb	Koronal distal bukkal
kdp	Koronal distal palatinal
kmb	Koronal mezyal bukkal
kmp	Koronal mezyal palatinal
MPAP	Modifiye Palatal Ankraj Plağı
NiTi	Nikel Titanyum
PAOO	Periodontally Accelerated Osteogenic Orthodontics
PDL	Periodontal Ligament
RANKL	Receptor Activator of Nuclear Kappa b Ligand Factor
RAP	Geçici Hızlandırıcı Fenomen
SAD	Selektif Alveolar Dekortikasyon
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi

Açıklamalar

1. GİRİŞ

Dişsel Sınıf II maloklüzyona ve bimaxiller protrüzyona sahip olan hastaların tedavisinde hem sınıf I molar ilişkisinin elde edilmesi hem de maksillar arkta yer kazanmak amacıyla uygulanan maksiller molarların distalizasyonu ortodontik tedavilerde klinisyenler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir [1]. Ancak, ağız dışı molar distalizasyon yöntemi olan headgearlerin ve ağız içi distalizasyon yöntemlerinden biri olan intermaksiller yöntemlerin hasta kooperasyonu gerektirmesi tedavinin etkinliğini azaltan önemli bir faktördür [2]. Hasta kooperasyonu gerektirmeyen ağız içi intramaksillar yöntemlerin en önemli dezavantajı ise bu apareyler ile yeterli ankraj kontrolünün sağlanamaması sonucu anterior bölgedeki dişlerin protrüze olmasıdır. İskeletsel ankraj sistemlerinin kullanımının önemli bir ortodontik tedavi stratejisi haline gelmesi ile birlikte araştırmacılar molar distalizasyonu uygulamalarında meydana gelen bu tür istenmeyen yan etkilerin elimine edilmesi amacıyla mini-vida destekli molar distalizasyonu yöntemleri geliştirmişlerdir [3]. Mini-vidaların molar distalizasyonunda ankraj amaçlı kullanımı ile ilgili yapılan çalışmalarda genellikle, konvansiyonel ağız içi molar distalizasyonu apareylerinin mini-vidalar eklenerek modifiye edildikleri görülmektedir [3]. Bununla birlikte son yıllarda MPAP apareyi gibi maksiller dentisyonun “en masse” distalizasyonunu sağlayan mini-vida destekli apareyler geliştirilerek toplam tedavi süresinin kısaltılması hedeflenmektedir[4].

Ortodontik tedavilerin uzun sürmesi periodontal hastalıklar, oral hijyenin bozulmasına bağlı diş çürükleri, kooperasyon sorunları, kök rezorpsiyonları ve maliyetin artması gibi problemleri beraberinde getirmesi sebebiyle tedavi süresinin kısaltılması konusu hem hastalar hem de ortodontistler için büyük önem kazanmıştır [5]. Ortodontik diş hareketini kolaylaştırmak ve tedavi süresini kısaltmaya yönelik; kimyasal uygulamalar, mekanik uyarılar ve dentoalveolar cerrahi uygulamaları gibi teknikler geliştirilmiştir. Günümüzde dentoalveolar cerrahi uygulamalarından selektif alveolar dekortikasyon (SAD) diğer cerrahi yaklaşımlara göre daha az invaziv olması nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir. Klinisyenler SAD yaklaşımını geliştirmek amacı ile yeni cihazlar ve cerrahi uygulama teknikleri denemekte ve önermektedirler [6].

Ortodontik diş hareketinin etkinliğinde dişlere uygulanan ortodontik kuvvetler kadar bu kuvvetlere karşı dişleri destekleyen dokuların vereceği yanıt da önemli rol

oynamaktadır[7]. Ortodontik aygıtlar tarafından dişlere uygulanan kuvvetler, öncelikle periodontal ligamente (PDL) ve daha sonra alveolar kemiğe aktarılarak, dentoalveolar dokuların mekanik yapısının değişmesine katkıda bulunmaktadır. Ancak ortodontik kuvvetin ve dentoalveolar yapılar arasında kuvvet iletimi sonucunda oluşan iç kuvvetlerin klinik şartlarda değerlendirilmesinin oldukça güç olması, araştırmacıları kuvvet analizi yöntemlerinin kullanılmasına yöneltmiştir. Kuvvet analizi yöntemlerine örnek olarak; fotoelastik kuvvet analizi, kırılabilir vernikle kaplama yöntemi, holografik interferometre, gerinim ölçer cihazı kullanarak yapılan yöntem, termografik gerilim analizi ve radyoteleometri yöntemi verilebilir. Ancak, bu yöntemlerin çoğu kompleks biyolojik yapılarda oluşan stresleri incelemekte sınırlı kaldığı bilinmektedir [7].

Sonlu Elemanlar Analizi (SAE), gerçek bir fiziksel sistemin mekanik işleyişini simüle edebilen sayısal bir tekniktir. Bu yöntem sayesinde klinik veya hayvan araştırmalarından farklı olarak, hasta veya deney hayvanı sayısını artırmadan ortodontik tedavi planlarının biyomekanik etkilerini incelemek amacıyla kullanılmaktadır [8].

Ortodontide SEA kullanımı ile ilgili yapılan çalışmalar incelendiğinde farklı tip molar distalizasyonu uygulamalarında oluşan stresleri ve kuvvetin ilk uygulandığı anda meydana gelen yer değiştirmeleri incelemek amaçlı yapılan çalışmalara rastlanmaktadır [9, 10]. Ayrıca, literatürde alveolar kortikotominin diş hareketini kolaylaştırması üzerine etkisini sonlu elemanlar analizi ile inceleyen çalışmalar da bulunmaktadır [11, 12]. Ancak, literatürde kortikotominin molar distalizasyonunu kolaylaştırması üzerine etkisinin olup olmadığını sonlu elemanlar analizi ile inceleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmada, biri bukkal diğeri de palatinal bölgeden uygulanan iki farklı molar distalizasyonu uygulamasında oluşan anlık stresler ve dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının incelenmesi, ayrıca bu uygulamalara ek olarak ikinci molarların mezyali ve distaline yapılan vertikal alveolar kortikotomilerin yarattığı farklılıkları SEA kullanarak değerlendirmek amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Molar Distalizasyonu

Ortodontistler, hastanın yaşı ve büyüme dönemini, anomalinin tipi ve şiddetini, yer darlığı miktarı ve yüz profili gibi faktörleri değerlendirerek çekimli veya çekimsiz tedavi yaklaşımlarından hangisinin tercih edilmesi gerektiğine karar vermektedirler [13].

Ortodontik tedavi gören hastaların yaklaşık 1/3'ünde rastlanan Sınıf II anomalilerin tedavisinde hem Sınıf I molar ilişkisinin elde edilmesi hem de yer darlığı probleminin çözülmesi hedeflenerek üst molar dişlerin distalizasyonu uygulaması yapılmaktadır [14].

Klinisyenler tarafından maksiller molarları distale hareket ettirmek için çeşitli tedavi yöntemleri uygulansa da genel olarak benzer temel hedeflere ulaşmak istenmektedir [15].

Scuzzo [16] bir molar distalizasyonu uygulamasında (veya aygıtında) bulunması gereken özellikleri şu şekilde sıralamaktadır :

1. Uygulamanın minimum düzeyde hasta kooperasyonu gerektirmesi
2. Aygıtların hastanın estetik kaygıları ve konforu dikkate alınarak tasarlanmış olması
3. Anterior bölgede ankraj kaybının en az düzeyde olması
4. Distalizasyon mekanizmasının molarları mümkün olduğunca paralel hareket ettirmesi
5. Mümkün oldukça kısa sürede ve her hangi bir komplikasyon oluşmadan distalizasyon elde edilmesi.

2.1.1. Ağız dışı molar distalizasyonu uygulamaları

Maksilla ve maksiller dişlere headgear ile ağız dışı kuvvet uygulanması, bilinen en eski molar distalizasyonu yöntemidir. Kingsley ve Angle tarafından tanıtılmasından sonra birçok araştırmacı headgear'ın molar distalizasyonundaki etkinliğini rapor eden çalışmalar yayınlamışlardır [14], [17-19].

Headgear'ın uygulanan kuvvetin yönüne göre servikal headgear, oksipital headgear ve kombine headgear olarak adlandırılan üç tipi vardır [20].

Molar distalizasyonu amacıyla kullanılan ağız dışı headgear uygulamasının avantajları şu şekilde sıralanmaktadır:

- Anterior dişlerde ankraj kaybının gözlenmemesi
- Distalizasyon ile birlikte molar dişe intrüziv veya ekstrüziv kuvvet uygulayarak vertikal kontrolün sağlanması
- Klinik uygulamasının kolay ve kısa sürede olması
- Laboratuvar aşamasının olmaması
- Ekonomik olması [21, 22].

Ancak headgear uygulamasının molarlarda distale devrilme ve rotasyona sebep olması ve keserlerin linguale devrilmesi gibi dental yan etkilerinin yanısıra bu aygıtların ağız dışından uygulandıkları için estetik olmamaları, hasta kooperasyonu gerektirmeleri gibi büyük dezavantajlarının olması ve headgear'a bağlı olan yaralanmaların rapor edilmesi, araştırmacıları hastaların daha kolay kullanabileceği ağız içi yöntemlerin arayışı içine sokmuştur [23-25].

2.1.2. Ağız içi molar distalizasyonu uygulamaları

Ağız içi molar distalizasyonu uygulamaları, intermaksiller ve intramaksiller uygulamalar olarak iki grupta değerlendirilmektedir. İntermaksiller yöntemlerde ankraj ünitesi olarak alt dental arkta destek alınırken, intramaksiller yöntemlerde genellikle üst anterior dentoalveolar yapılardan ankraj alınarak molar distalizasyonu elde edilmektedir[26] .

İntermaksiller molar distalizasyonu uygulamaları

İntermaksiller molar distalizasyonu yöntemlerinde genellikle intermaksiller sınıf II elastiklerin her iki dental arka etkisinden faydalanarak dişsel Sınıf II maloklüzyonun düzeltilmesinin hedeflendiği bilinmektedir. Tweed'in [27] tasarladığı Sliding Jigler, Wilson'un [28] 3D bimetric maksiller distalizasyon sistemi ("Bimetric Distalizing Ark"ı (RMO, Denver, CO), akrilik distalizasyon splintleri (Acrylic Splint NiTi yaylar ile birlikte ve Removable Molar Distalization Splint) ve "Carriere Distalizer" (Class One Orthodontics, Lubbock, TX) intermaksiller molar distalizasyonu uygulamaları için verilebilecek en bilinen örneklerdir. Bu tip uygulamalar ile istenilen tedavi sonuçlarının

elde edilmesi mümkün olmasına rağmen hasta-hekim işbirliğine ihtiyaç duyulması hastalarda uyum problemlerinin yaşanmasına neden olmaktadır [29, 30].

İntramaksiller molar distalizasyonu uygulamaları

İntramaksiller ağız içi molar distalizasyonu uygulamaları kuvvet bölgesine göre üçe ayrılır[31]:

1. Bukkal bölgeden uygulamalar
2. Palatinal bölgeden uygulamalar
3. Hem bukkal hem palatal bölgelerden uygulamalar.

Bukkal bölgeden uygulanan kuvvet ile molar distalizasyonu teknikleri

İtici mıknatıslar ile yapılan molar distalizasyonu

Blechman[32] 1985 yılında yaptığı çalışmada biri üst birinci moların bukkal yüzeyine diğeri ise üst ikinci premoların bukkal yüzeyine yapıştırılan itici mıknatısların yardımı ile birinci molar dişlerde distale hareket elde etmişlerdir. Daha sonra 1989 yılında Gianelly ve diğerleri [33] Molar Distalizing System (MDS, Medical Magnetics, Ramsey, NJ) diye adlandırdıkları magnetlerle molar distalizasyonu tekniğini tanıtmıştır. İtici mıknatıslar ile yapılan çalışmalarda üst premolarların ve anterior dişlerin mesiale hareketini engellemek için ankraj ünitesi olarak genellikle modifiye Nance apareyinden yararlanılmaktadır. Modifiye Nance apareyi, Nance apareyinin orjinal tasarımından farklı olarak, palatal mukozaya uyumlanan akrilik buton ve bu akrilik butondan çıkan ve üst birinci veya ikinci premolar dişlerin bantlarına lehimlenmiş kollardan oluşmaktadır [34]. Anterior bölgenin ankrajının bu şekilde artırılmasına rağmen uygulama sonucu üst birinci molar ve ikinci premolar arasında elde edilen boşluğun %30 - 50'sinin üst premolar, kanin ve keser dişlerde gözlenen mezyale hareket, yani ankraj kaybı ile oluştuğu bildirilmiştir[33]. Ayrıca, İtoh, [35] 10 hastada uyguladığı mıknatıslar ile üst birinci molarlarda 2 ayda ortalama 2,1 mm distale hareket elde ederken molarlarda devrilme ve distopalatal rotasyon gibi istenmeyen sonuçların da meydana geldiğini rapor etmiştir.

Açık NiTi yaylar ile yapılan molar distalizasyonu

Açık NiTi yayların sıkıştırılmasıyla yapılan distalizasyon uygulamalarında aktif eleman olarak açık NiTi yaylar kullanılırken ankraj ünitesi olarak Nance apareyinden yararlanılmaktadır. Devamlı veya bölümlü arklar üzerinde birinci molar ile birinci veya ikinci premolar arasına açık NiTi yay sıkıştırılarak distalizasyon kuvveti elde edilmektedir[36].

Gianelly [37] ve diğerleri yaptıkları çalışmada üst ikinci premolar dişler dışında bütün üst dişlerin braketlendiği hastalarda üst birinci molar dişler ile üst ikinci premolar dişler arasına superelastik açık yaylar sıkıştırarak ayda 1-1,5 mm'lik molar distalizasyonu elde etmişlerdir. Bu çalışmada da anterior dişlerin ankrajını artırmak için modifiye Nance apareyi kullanılmıştır.

Elastik NİTİ ark telleri ile molar distalizasyonu

Maksiller molarların distalizasyonu amacıyla ilk kez Locatelli[38] ve diğerleri tarafından tanıtılan bu teknikde Neo Sentalloy ark teli kullanılmıştır. Birinci molar dişin tüpünün mezyaline ve birinci premolar braketinin distaline uygulanan stoplar sayesinde kavis şeklini alan ark teli ikinci premolar braketi üzerinden geçmekte ve bu şekilde molara distalizasyon kuvveti uygulanmaktadır.

Jones Jig apareyi

Jones ve White [39], segmental ark üzerine adapte edilmiş açık NiTi yaylarla tasarladıkları apareyi "Jones Jig" adı altında tanıtmışlardır. Bu mekanizmada üst birinci molar ve ikinci premolar dişler arasına açık yaylar aktif olacak şekilde bağlanan segmental ark ile molar distalizasyonu hedeflenirken apareyin ankraj ünitesini modifiye Nance apareyi oluşturmaktadır. Bu sistemde yayların aktivasyonu ile yaklaşık 70-75 g devamlı distalizasyon kuvveti uygulanarak ortalama 2.5 ay gibi kısa bir süre içerisinde sınıf I molar ilişkisi elde edildiği rapor edilmiştir. Fakat, bu uygulamanın en önemli dezavantajının molarların distale devrilmesi ve ekstrüzyonunun yeterince kontrol edilememesi olarak gösterilmiştir[30].

Palatinal bölgeden uygulanan kuvvet ile molar distalizasyonu teknikleri

Pendulum apareyi

1992 yılında Hilgers'in [40] tasarladığı Pendulum apareyinde 0,032'' TMA telden bükülmüş iki adet spring molarların palatinal yüzeyine lehimlenen sheath'lere yerleştirilerek aktivasyon yapılmaktadır. Tedavi süreci boyunca toplam 2 veya 3 defa aktivasyon gerektiren bu mekanizma ile maksiller birinci molarlara yaklaşık 200-250 g distalizasyon kuvveti uygulanırken ankraj elemanı olarak neredeyse damağın yarısını kaplayan geniş bir modifiye Nance apareyinden yararlanılmaktadır. Hilgers, pendulum apareyinin 3-4 aylık sürede yaklaşık 5 mm molar distalizasyonu sağladığını bildirmiştir. Fakat, Pendulum apareyi ve onun modifikasyonları ile ilgili yapılan çalışmalardan çıkan ortak sonuçlara göre elde edilen distalizasyonunun daha çok molarların distale devrilmesi sayesinde meydana geldiği ve anterior bölgedeki ankraj kaybına bağlı olarak overjet miktarında belirgin derecede artış gözlemlendiği bilinmektedir [40-42]. Ayrıca, pendulum tarzı apareylerin uyguladığı distalizasyon kuvveti molarları midpalatal sutura doğru yönlendirdiği için maksiller arkın posterior bölgesinin daralmasına yol açmaktadır[31].

Distal jet apareyi

1996 yılında Carano ve Testa'nın [43], "Distal Jet" apareyi diye tanıttıkları ağız içi molar distalizasyonu apareyinde ankraj amacıyla kullanılan modifiye Nance apareyi birinci premolar bantlarına lehimlenerek sabitlenmektedir. Bilateral olarak Nance apareyine sabitlenen 0,9 mm çapındaki paslanmaz çelik telin diğer ucu molar bandın palatal sheath'ine yerleştirilmektedir. Bu tel üzerindeki özel vidalı kelepçenin distale doğru hareket ettirilmesi ile açık NiTi veya çelik yayların sıkıştırılarak molarlara distalizasyon kuvveti uygulanmaktadır. Araştırmacılar, bu aparey ile palatinalden uygulanan distal kuvvet, dişin direnç merkezine daha yakın bir bölgeden uygulandığı için paralele yakın hareketin sağlanacağını belirtmişlerdir. Ancak, Distal Jet apareyi ile ilgili yapılan çalışmalarda uygulamanın en belirgin dezavantajının anterior dişlerde meydana gelen ankraj kaybı olduğu bildirilmiştir [44, 45].

Keleş Slider

Keleş ve Sayınsu [46], molar distalizasyonu elde etmek amacıyla tasarladığı “Keleş Slider” adlı apareyinde ankraj amacıyla modifiye Nance apareyi uygulanmıştır. Nance apareyinin akrilik kısmına yerleştirilen 0,9 mm çapındaki paslanmaz çelik tel birinci moların palatinal yüzeyine lehimlenen tüpün içerisinden geçmekte ve bu tel üzerine yerleştirilmiş açık NİTİ yayların sıkıştırılması ile distalizasyon kuvveti oluşmaktadır. Araştırmacılar, distal kuvvetin dişin direnç merkezine yakın geçecek şekilde uygulandığını ve ortalama 6,1 ayda 4,9 mm distale hareket elde edildiğini belirtirler de hem üst keser dişlerde protrüzyon hem de overjetle artış olduğunu rapor etmişlerdir.

Frog apareyi

Walde [47], 2003 yılında molar distalizasyonu amacıyla tanıttığı “Frog” apareyinin ankraj ünitesini küçük azı dişlerine bükülen tırnaklar ve Nance apareyi, aktif distalizasyon parçası ise distalizasyon vidası ve vidadan molar dişlere doğru uzanan 0,032” paslanmaz çelik telden oluşmaktadır. Araştırmacı distalizasyon vidasını haftada iki kez tam tur (360°) çevirerek yapmış birinci ve ikinci molar dişlerde belirgin bir distalizasyon sağlarken her iki dişte distale devrilme, birinci ve ikinci premolar dişlerde mezyale hareket, keserlerde ise protrüzyon meydana geldiğini belirtmiştir.

Küçükkeleş[48] ve diğerleri, molar distalizasyonu amacıyla geliştirdikleri yöntemde Hyrax vidasının ön kollarını ikinci premolar dişlerin bantlarının palatinal yüzeyine, vidanın arka kollarını ise birinci molar dişlerin bantlarının palatinal yüzeylerine lehimlemişlerdir. Araştırmacılar, Hyrax vidasının haftada iki kez aktivasyonu ile molar dişlerde ortalama 4,17 mm distale hareket görüldüğünü rapor etmişlerdir. Anterior dişlerin ankrajını artırmak için ikinci premolar dişlerin vestibül yüzeyinden lip bumper uygulanmasına rağmen premolar dişlerde mezyale hareket gözlenirken keserlerde de ortalama 5,89° proklinasyon görülmüştür.

Hem bukkal hem de palatinal bölgeden uygulanan kuvvet ile molar distalizasyonu teknikleri

Piston apareyi (Greenfield Molar Distalizer)

Greenfield [49] tarafından tanıtılan bu apareyin aktif ünitesi hem bukkal hem de palatinalde konumlandırılan NiTi açık yaylardan oluşurken, ankraj ünitesi olarak modifiye Nance apareyinden yararlanılmaktadır. NiTi açık yaylar birinci molarların ve birinci premolarların bantlarının hem bukkal hem de palatinal yüzeylerine lehimlenen 0,030'' çelik tellerin etrafında konumlandırılır. Yayların aktivasyonu 6-8 haftada bir olmak üzere halka stopların distale kaydırılarak fiks edilmesi ile gerçekleştirilmektedir. Bu sistemde her taraf için 25 g kuvvet olmak üzere bir molar dişe toplam 50 g kuvvet uygulanarak ayda 1 mm distalizasyon elde edilebilmektedir.

Edgewise-modifiye Nance apareyi

Puente[50] tarafından sınıf II maloklüzyonun tedavisi amacıyla geliştirilen bu sistem Edgewise ve modifiye Nance apareylerinin kombinasyonu olarak bilinmektedir. Bütün dişlerin braketlendiği ve devamlı ark teli kullanılan bu sistemde birinci molar ve ikinci premolar arasına açık NiTi yay sıkıştırılarak bukkalden distalizasyon kuvveti uygulanmaktadır. Modifiye Nance apareyinden çıkan ve hem birinci molarların hem de ikinci premolarların bantlarının palatinal yüzeylerine lehimlenmektedir. Bu, tele bükülen omega loopların aktive edilmesiyle telin etrafına yerleştirilen açık yaylar sıkıştırılarak molarlara palatinalden distalizasyon kuvveti uygulanmaktadır. Böylece hem bukkalden hem de palatinalden kuvvet uygulayarak molarlarda rotasyon gözlenmeden ayda yaklaşık 1 mm kadar distale hareketin sağlanabileceği rapor edilmiştir.

First Class apareyi

Fortini ve diğerleri[51] tarafından 1999 yılında tanıtılan First Class apareyi (Leone SpA, Firenze, Italy) bukkal komponent, palatinal komponent ve 4 adet bantlardan oluşmaktadır. Apareyin aktif ünitesi bilateral olarak bukkal tarafa yerleştirilen vidalardan ve palatinal tarafda konumlandırılmış açık yaylardan oluşmaktadır. 10 mm uzunluğunda olan, birinci

molar ve ikinci premolar bandlarının bukkal yüzeyine lehimlenen vestibüler vidalar bilateral distalizasyon kuvveti uygulamak amacıyla her gün çeyrek tur aktive edilmektedir.

Apareyin ankraj ünitesini oluşturan Nance apareyinin akrilik kısmına 0,045’’ çapında teller yerleştirilmiştir. Anteriorda bu teller premolar bantların palatinal yüzeyine lehimlenirken, posteriora uzanan teller ise molar bantlarının bukkal yüzeyine lehimlenen tüplerin içerisinden geçirilmektedir. Premolar ve molar bantları arasına sıkıştırılan 10 mm uzunluğundaki açık yayların sıkıştırılması ile palatinalden distalizasyon kuvveti uygulanmaktadır. Molarların palatinaline lehimlenen tüpler distalizasyon için rehber görevini yapmaktadırlar.

2.1.3. Kemik destekli molar distalizasyonu uygulamaları

Sınıf II maloklüzyonların tedavisinde kullanılan hem ağız dışı headgaer uygulamalarında hem de ağız içi molar distalizasyonu uygulamalarında dişlerden veya dentoalveolar yapılardan destek alındığı için tedavinin etkinliğini azaltacak bazı istenmeyen yan etkilerle karşılaşilmektedir. Papadopoulos [2], bu tip istenmeyen yan etkileri şu şekilde sıralamıştır:

- Molar distalizasyonu ile birlikte molarların distale devrilmesi
- Mezyal reaktif kuvvetin etkisiyle anterior segmentde az veya çok miktarda meydana gelen ankraj kaybı
- Distalizasyon aşaması bittikten sonra anterior dişlerin retraksiyonu sırasında posterior dişlerde meydana gelen ankraj kaybı.

Araştırmacılar, daha iyi ankraj kontrolü sağlayarak dişlerde veya dişleri çevreleyen dokularda meydana gelen istenmeyen yan etkileri en az düzeye indirmek amacıyla çok sayıda kemik destekli molar distalizasyonu yöntemleri geliştirilmişlerdir [52-54].

Molar distalizasyonu amacıyla kullanılan mini-vidalar genellikle bukkal interradiküler bölgeye ve palatinal bölgeye yerleştirilerek direkt veya indirekt ankraj sağlanabilmektedir [55].

Mini-vida

Geçici ankraj vidaları ortodontik tedavi sırasında kemiğe yerleştirilen ve gerek kalmadığında kolay bir şekilde çıkarılabilen, kemiğe osteointegre olmayan mini vidalar, palatal implantlar veya onplantlardır [56, 57]. Kolay yerleştirilip çıkarılabilmesi, daha az invaziv olması, laboratuvar aşamasına gerek olmaması, hemen kuvvet yüklenebilmesi, boyutlarının küçük olması, maliyetinin daha düşük olması gibi avantajları nedeniyle mini-vidaların geçici ankraj vidalarının diğer çeşitlerine göre daha yaygın kullanıldığı bilinmektedir [58].

Ortodontik mini-vidalar, dizayn farklılıklarıyla, uzunluğu ve çapı gibi boyutsal farklılıklarıyla; mini-vida yüzey özelliklerindeki farklılıklarıyla çeşitlilik göstermektedir[59].

Ortodontik tedavilerde mini-vidalar:

- Dişlerin mezyalizasyonu, distalizasyonu, intrüzyonu ve ekstrüzyonu gibi diş hareketlerinde
- Sürmemiş dişlerin sürdürülmesinde
- Oklüzal eğimlerin düzeltilmesinde
- Ankrajın desteklenmesinde
- Ortopedik etki elde edilmesi amacıyla
- Hızlı üst çene genişletmesinde kullanılmaktadır [59].

Ortodontik mini-vidalar ile 2 şekilde ankraj sağlanmaktadır [3]:

- Direkt ankraj: Mini-vidalardan aktif segmente direkt olarak kuvvet uygulanmasıdır.
- İndirekt ankraj: Mini-vidaların aktif olmayan segmente teller veya arklar aracılığıyla bağlanıp, kuvvetin bu aktif olmayan segmentten uygulanmasıdır.

Mini-vidalar, genellikle paslanmaz çelik ve titanyum alaşımlarından üretilmektedir [3]. Paslanmaz çelikten üretilen mini-vidalar, titanyum alaşımlardan üretilenlere göre kırılmaya karşı daha dirençliyken, titanyum alaşımlardan üretilen mini-vidaların biyoyumluluğu ve elastikiyeti daha fazladır [60].

Ortodontik mini-vidalar çoğunlukla silindirik veya konik şekillerde tasarlanmaktadır [3]. Konik şekilli mini-vidaların primer stabilitesinin silindirik mini-vidalara oranla daha iyi olduğu bildirilmiştir [61].

Yerleştirildiği bölgelerdeki kemik kalınlığının az olması sebebiyle ortodontik implantların uzunluklarının dental implantlara göre kısa olmasına rağmen ortodontik kuvvete karşı dayanıklı olabilmesi gerekmektedir. Kortikal kemik desteğini arttırmak ve diş köklerine zarar vermemek için mini-vidalar değişik açılarda yerleştirilmektedir [62].

Park ve diğerleri [62], mini-vidaların kemik yüzeyine dik açı yerine geniş açı ile yerleştirilmesinin kortikal kemikten alınan desteği artırdığı bildirilmişlerdir.

Kim ve diğerleri [63], yaptıkları çalışmada mini-vidaların üst posterior bukkal bölgede kortikal kemiğe 45°'den daha az açı ile yerleştirilmesi gerektiğini önermektedirler.

Ancak, yapılan çalışmalarda yüksek oranlarda olan mini-vida kayıplarının bu uygulamaların en büyük dezavantajı olduğundan bahsedilerek mini-vidaların stabilitesini etkileyen faktörler değerlendirilmiştir [62, 64-66].

Gracco ve diğerleri [64], mini-vidaların stabilitesinde, mini-vidaların yapısal özellikleri ve boyutları, uygulanan bölgedeki kortikal kemik kalınlığı ve kemik dokusunun yoğunluğu gibi faktörler kadar uygulanan kuvvet sonucu mini-vidaların çevresindeki kemikte oluşan streslerin önemli rol oynadığını bildirmişlerdir.

2.1.4. Bukkal bölgeye yerleştirilen mini-vidalardan destek alınarak yapılan molar distalizasyonu uygulamaları

Mini-vidaların bukkal interradiküler kemiğe yerleştirilmesinin klinik açıdan kolay olması klinisyenlerin iskeletsel ankraj amacıyla en çok tercih ettiği bölge olmasına neden olmaktadır [66, 67].

Park ve diğerleri [68], bukkale ve palatinal bölgeye uygulanan toplam 4 adet mikro-implantdan destek alarak dişlerin grup halinde distalizasyonunu hedeflemişlerdir. Araştırmacılar, yaptıkları çalışmalarda bütün dental arkı braketleyip, üst ikinci premolar ve üst birinci molar dişler arasına yerleştirilen mini-implantlardan kanin dişe yaklaşık 200 g

kuvvet uygulayacak şekilde kapalı yay uygulamışlardır. Tedavi sonucunda üst birinci molar dişlerde distal hareket ile birlikte keser retrüzyonunun da elde edildiğini bildirmişlerdir.

Yamada [69] ve diğerleri, yaş ortalaması 28,2 olan 12 hastada Park ve diğerlerinin [68] yöntemi ile 8,4 ayda molar dişlerde 2,8 mm distal hareket elde etmişlerdir.

Kim [70] ve diğerleri, ikinci premolar dışında üst dental arka dahil olan bütün dişlerin braketlendiği vakada birinci molar diş ile birinci premolar diş arasına açık yay sıkıştırarak molar distalizasyonu elde etmişlerdir. Araştırmacılar, anterior segmentin ankrajını artırmak için birinci premolar dişi, kanin ve birinci premolar dişlerin kökleri arasına yerleştirilmiş minivida bağlamışlardır.

Cornelis ve De Clerk [71] ise ikinci premolar dışında üst dental arka dahil olan bütün dişlerin braketlendiği vakada birinci molar diş ile birinci premolar diş arasına açık yay sıkıştırarak molar distalizasyonu elde etmeyi amaçlamışlardır. Araştırmacılar, anterior segmentin ankrajını artırmak için birinci molar ile ikinci premoların kökleri arasına yerleştirilen mini-vidadan ark telinin anterior kısmında bulunan çengellere kapalı yay uygulamışlardır.

Bukkalden uygulanan mini-vida destekli mekanikler ile ilgili yapılan çalışmalarda başarılı sonuçlara ulaşılmasının rapor edilmesinin yanı sıra, mini-vidaların interradiküler bölgeye yerleştirilmesi esnasında dişlerin köklerine temas etme riskinin olması, uygulamaların vestibül-sulkus derinliğine bağlı olarak sınırlanması ve tedavi sırasında mini-vidanın yerini değiştirmeye ihtiyaç duyulması uygulamanın dezavantajları olarak bilinmektedir [72].

Sugawara [73] ve diğerleri, bukkal interradiküler bölgeye yerleştirilen mini-vida destekli mekanizmaların istenmeyen yan etkilerini elimine etmek amacıyla zigomatik buttreslere yerleştirdikleri mini-plaklardan destek alarak maksiller dentisyonun distalizasyonunu elde etmişlerdir. Fakat, bu yöntem cerrahi işlem gerektirmesi ve distalizasyon kuvvetinin hemen uygulanamaması gibi dezavantajlara sahip olması araştırmacıları palatal kemik ankrajlı mekaniklerin geliştirilmesine yöneltmiştir.

2.1.5. Palatinal bölgeye yerleştirilen mini-vida destekli distalizasyon uygulamaları

Son yıllarda erişkin ve adolesan bireylerin palatal kemik kalınlığını ve palatal kemik yoğunluğunu, palatal yumuşak doku kalınlığını inceleyen çalışmaların yapılması ile birlikte min-vidaların damağın hangi bölgesine yerleştirilirse daha efektif sonuçlar verebileceğine dair detaylı bilgiler elde edilmiştir [74-76]. Han ve diğerleri [74], kemik yoğunluğunun mini-vidaların stabilitesi açısından çok önemli olduğunu ve implant yerleştirmek için en uygun bölgenin insiziv foramenin 15 mm posteryoru ve midpalatal suturun 6 mm laterali olduğunu yani paramedian bölgede yer aldığını bildirmişlerdir. Ayrıca, paramedian bölgede kortikal kemik kalınlığının yeterli düzeyde olması ve ince ve keratinize yumuşak dokuya sahip olması bu bölgenin mini-vidaların yerleştirilmesi açısından avantajlı olduğu Ryu [76] ve Gracco [65] tarafından da rapor edilmiştir

Literatür değerlendirildiğinde mini-vidaların palatinalde kullanımının genellikle, palatinalden kuvvet uygulayan molar distalizasyonu apareylerinin minivida eklenerek modifiye edilmesi şeklinde olduğu görülmektedir.

Kircelli [41] ve diğerleri 2006 yılında paramedian bölgeye yerleştirilen mini-vida destekli pendulum apareyini tasarlamışlardır. Ancak araştırmacılar bu yöntemin kullanımı ile 7 ayda ortalama 6.4 mm molar distalizasyonu elde ederken molarlarda $10,9^\circ$ distal tipping gözlemlendiği rapor edilmiştir. Yazarlar, bunun nedeninin geleneksel Pendulum apareyinde olduğu gibi kuvvet vektörünün molarların direnç merkezinin altından geçmesi ile açıklamışlardır.

Kinzinger [52] ve diğerleri 2006 yılında yayınladıkları vaka raporunda distal jet apareyini paramedian bölgeye yerleştirilen 2 adet mini-vidaya kompozitle yapıştırarak uyguladıkları Modifiye Distal Jet apareyini tanıtmışlardır. Araştırmacılar, bu yöntem ile 225 g kuvvet uygulayarak 8 ayda sınıf I molar ilişkisi elde ederken, molarlarda paralel distal hareket gözlemlendiğini bildirmişlerdir.

Keleş [77] ve diğerleri, anterior dişlerin ankrajını artırmak amacıyla midpalatal sutur bölgesine çapı 4,5 mm, uzunluğu 8 mm olan minivida yerleştirerek ‘‘Keleş Slider’’

apareyini modifiye etmişlerdir. Tedavi sonucunda ankraj kaybı gözlenmeden molarlarda 5 ayda yaklaşık 3 mm distale hareket elde edilmiştir. Araştırmacılar, molar bantının palatinal yüzeyine dişin direnç merkezine yakın hizada lehimli olan headgear tüpünden kuvvet uygulanması sayesinde molarlarda paralel hareket olduğunu bildirmiştir.

Papadopoulos [78], asimetrik kuvvet uygulamaları durumunda apareyin rotasyona uğramasını önlemek, minivida ların stabilitesini ve açık yayların oluşturduğu resiprokal kuvvete karşı direncini artırmak amacıyla midpalatal süturun sağ ve sol taraflarına iki adet mini vida yerleştirerek ‘‘Keleş Slider’’ apareyini modifiye etmiştir. Araştırmacı, minividalardan destek aldığı bu sistemle hem molarlarda paralel distale hareketin sağlanabileceğini hem de anterior dişlerin retrakte edilebileceğini bildirmiştir.

2.1.6. Modifiye Palatal Ankraj Plağı (MPAP)

Kook [4] ve diğerlerinin 2010 yılında tasarladığı Modifiye Palatal Ankraj Plağı, üst birinci molarlar hizasında midpalatal süturun yanlarına üç adet minivida ile fikse edilen mini-plaktan ibarettir. Hastanın dental alçı modeli üzerinde damağın şekline göre uyumlanan mini-plağın her iki kolu üzerinde üç adet çentik bulunmaktadır. Bu çentiklerden, maksiller molarlara lehimlenen palatal bar üzerinde bulunan iki adet çengele kapalı yaylar veya elastik zincir asılarak distalizasyon kuvveti uygulanmaktadır. Ayrıca, MPAP kullanımı ile bütün maksiller dişler braketlendiği için distalizasyon kuvveti bütün dentisyona aktararak total ark distalizasyonu elde edilmektedir.

Yu [9] ve diğerleri, MPAP’ın apikale en yakın çentiğinden uygulanan kuvvet ile birinci molarlarda paralel hareket elde edilebileceğini sonlu elemanlar yöntemi ile kanıtlamışlardır. Kook [79] ve diğerleri, yaptıkları klinik çalışmada MPAP uygulaması ile birinci molarlarda 3,4° distal tipping elde edildiğini rapor etmişlerdir. Araştırmacılar, bu minimal düzeydeki distale devrilmenin nedeninin çalışmaya dahil edilen bazı hastalarda oklüzal veya orta çentiğin kullanılmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir.

Sa’aed [80] ve diğerleri, adölesan bireylerde MPAP ile servikal headger uygulamasının etkilerini karşılaştırmalı olarak değerlendiren çalışma yapmışlardır. Çalışma sonuçlarında MPAP grubunda molar dişlerin kronunda ortalama 3,06 mm, köklerinde ise 3,11 mm distal hareket görülmüştür. MPAP grubunda molarlarda devrilme olmaksızın distalizasyon

sağlanması headgear grubuyla benzerlik göstermiştir.

MPAP ile ilgili yapılan çalışmaların sonuçlarına bakılırsa, bu apaceyin hasta kooperasyonu gerektirmemesi, hastanın estetiği ve konforu açısından kabul edilebilir tasarıma sahip olması, hekim için klinik uygulamasının kolaylığı, anterior bölgede ankraj kaybına neden olmaması, molarlarda paralel hareket elde edilmesinin yanı sıra vakanın ihtiyacına göre molarlara intrüziv veya ekstrüziv kuvvet uygulanabilmesi gibi avantajlara sahip olduğu görülmektedir [4, 9, 10, 79-85].

2.2. Ortodontide Diş Hareketini Hızlandırmak için Uygulanan Yöntemler

Konvansiyonel ortodontik diş hareketi ortodontik aygıtların uyguladığı mekanik kuvvete karşı PDL’de ve alveolar kemikte oluşan biolojik bir reaksiyon sonucu meydana gelmektedir [86].

Dentoalveolar yapılara uygulanan kuvvet sistemleri ve ankraj kontrolü gibi hekime bağlı faktörlerin yanı sıra maloklüzyon tipi, hastanın büyüme dönemi ve büyüme yönü, bazı dişlerin veya diş grubunun hareketinin sınırları, PDL’nin turnover özelliği, kemik metabolizması gibi faktörler de diş hareketinin tipi ve miktarına ve dolayısıyla da ortodontik tedavinin etkinliğine önemli derecede etki göstermektedir [86].

Günümüze kadar ortodontik tedavinin etkinliğinin artırılması ve optimal sonuçların elde edilmesi için uygulanan kuvvetin yönünü, miktarını ve devamlılığını daha iyi kontrol eden tedavi yaklaşımları ve daha iyi ankraj kontrolü sağlayan yöntemlerin geliştirilmesinin yanında tedaviyi zorlaştıran ve tedavi sürecinin uzamasına neden olan faktörlerin elimine edilmesi yönünde çalışmalar yapılmaktadır [86].

Ortodontik diş hareketini hızlandırmak yolu ile tedavinin mümkün oldukça kısa sürede tamamlanmasının, hastanın ağız hijyeninin kötüleşmesi ve hasta kooperasyonunun zayıflamasından kaynaklanan diş eti inflamasyonu, mine dekalsifikasyonu, kariyes oluşması gibi istenmeyen yan etkilerin azalması ve dişlere uzun süre kuvvet uygulanması sonucu oluşabilecek kök rezorbsiyonu riskinin minimuma indirilmesi gibi faydaları beraberinde getireceği düşünülmektedir [87]. Dişlere uygulanan ortodontik kuvvetin artırılması sonucu diş hareketine karşı kemik direnci arttığı için diş hareketi

hızlanmamakla birlikte, dişlere fazla kuvvet uygulanması PDL’de hasara neden olmakta ve eksternal kök rezorbsiyonu riski artmaktadır. Bu gibi istenmeyen yan etkileri azaltmak, diş hareketini kısıtlayan faktörleri ortadan kaldırarak ortodontik diş hareketini kolaylaştırmak için;

- Kimyasal uygulamalar (kortikosteroidler, prostaglandinler, nöropeptitler, lökotreinler gibi maddeler),
- “Mekanik-fiziksel uyaranlar” uygulanması (Elektrik akımı, lazer ve vibrasyon uygulamaları)
- Cerrahi yöntemler (dentoalveolar osteotomi, dental distraksiyon, alveolar dekortikasyon) gibi yöntemler geliştirilmiştir [88].

Literatür değerlendirildiğinde kimyasal uygulamaların diş hareketini kolaylaştırdığı yapılan bir çok klinik ve deneysel çalışma ile kanıtlanmış olmasına rağmen bu yöntemlerin yan etkilerinin tartışılabilir olması sebebiyle klinik kullanımları yaygın kabul görmemiştir [89].

Mekanik ve fiziksel uyaranların ise ortodontik diş hareketi hızı üzerindeki etkilerinin araştırıldığı çalışmaların sonuçları çelişkilidir. Bazı klinik çalışmada mekanik kuvvetle birlikte uygulanan düşük seviyeli lazerin diş hareketini hızlandırdığı rapor edilirken [90, 91], Limpanichkul ve diğerlerinin [92] ve Chung ve diğerlerinin [93] çalışmalarında düşük seviyeli lazerin diş hareketini hızlandırıcı etkisi bulunmadığı sonucuna varılmıştır.

Yüksek frekanslı düşük seviyeli mekanik uyaranların (vibrasyon uygulamaları) ortodontik diş hareketi hızı üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmalarda da çelişkili sonuçlar elde edilmiştir.

Nishimura ve diğerleri [94] sıçanlar üzerinde yapmış oldukları çalışmalarında, ortodontik kuvvete ek olarak haftada bir kere olmak üzere 8 dakika süresince uygulanan 60 Hz, 1,0 m/s(2)’lik yüksek frekanslı düşük seviyeli mekanik uyaranın PDL’de RANKL ekspresyonunu artırarak diş hareketi hızını artırdığını bildirmişlerdir. Kau ve diğerlerinin [95] yaptıkları klinik çalışmada da seviyeleme ve kanin retraksiyonu aşamalarında günde iki kere 10’ar dakika uygulanan vibrasyon uyaranının ortodontik diş hareketi hızını artırdığı rapor edilmiştir.

Buna karşın, Kalajzic ve diğerleri, [96] sıçanlar üzerinde yaptıkları çalışmalarında, 0,1-0,4 N mekanik kuvvete ek olarak 10 dakika süre ile uygulanan 0,4 N'luk 30 Hz frekanslı siklik kuvvetin ortodontik diş hareketini anlamlı derecede yavaşlattığını rapor etmişlerdir.

Woodhouse ve diğerleri[97] yaptıkları randomize klinik çalışmada, günde 20 dakika süre ile uygulanan intraoral vibrasyon cihazının ürettiği yüksek frekanslı düşük seviyeli mekanik uyarının seviyeleme için gerekli zamanı kısalttığına dair bir kanıt bulunamadığını bildirmişlerdir.

Literatürde elektrik akımı[98], statik veya atımlı elektromanyetik alan [99, 100]kullanımının diş hareketi hızını ve miktarını anlamlı düzeyde artırdığını belirten çalışmalar mevcut olması ile birlikte Tengku ve diğerlerinin[101] yapmış oldukları çalışmada ise mekanik kuvvetle birlikte uygulanan statik manyetik stimülasyonun diş hareketi hızı üzerinde herhangi bir etkisinin bulunmadığı ancak kök rezorpsiyonunu önemli derecede artırdığı bildirilmiştir.

2.2.1. Ortodontik diş hareketini hızlandırmak için uygulanan cerrahi yöntemler

Dentoalveolar osteotomi

Dentoalveolar osteotomi, medullar ve kortikal kemik tabakalarını birlikte içeren alveolar kemiğin belirli bir bölümünün dental yapılar ile birlikte kesilerek ayrılması işlemidir. Bu teknik ile diş ve dişleri destekleyen dokuları içeren kemik bölümleri cerrahi yöntem ile hareketli hale getirilip yeniden konumlandırılmakta ya da cerrahi sonrası kısa süreli uygulanan ortopedik kuvvetler ile arzu edilen konuma getirilebilmektedir. Literatürde erişkin hastaların ortodontik tedavi süresinin kısaltılması, ortodontik tedavilerle kombine edilerek dentoalveolar yapıların yeniden konumlandırılması, diastemaların kapatılması, ankiloze veya endodontik tedavi görmüş dişlerin yeniden konumlandırılması, keser intrüzyonu gibi farklı amaçlarla yapılan dentoalveolar osteotomi ile ilgili çalışmalar mevcuttur[102-105]. Fakat, bu tekniğin dişlerde vitalite kaybı, kemik segmentinin avasküler nekrozu, diş eti çekilmesi, krestal kemik kaybı ve cep oluşumu, travmatik oklüzyon ve genel anestezinin getirmiş olduğu riskleri taşıması gibi dezavantajlarının

olduğu genel olarak kabul edilmektedir[106].

Dental distraksiyon / Periodontal ligament distraksiyonu

Distraksiyon osteogenezis, bu iş için tasarlanan özel distraktörlerin yardımı ile kemik dokusuna uygulanan osteotomi veya kortikotomi bölgesinin mekanik olarak gerilmesini ve her gün yaklaşık 1 mm yeni bir kemik dokusu oluşumunu sağlayan bir uygulamadır[106]. Distraksiyon osteogenezis için başka bir örnek, hızlı üst çene genişletmesi amacıyla maksillanın iki yarısının midpalatal suturedan transversal yönde ayrılmasıdır ki, bu yöntemle her gün 1 mm distrakte edilebilmektedir[106]. 1998 yılında Liou ve Huang[107], PDL'yi midpalatal sutur gibi düşünerek "dental distraksiyon" adını verdikleri yeni bir yöntemle distraksiyon osteogenez kavramını ortodontik diş hareketine uygulamaya çalışmışlardır. Bu yöntemde birinci premolar dişin çekilmesinden sonra kanin dişin distalindeki interseptal kemiği bukkal ve lingual taraflardan frez ile oluklar açılarak zayıflatıldıktan sonra özel bir distraktör ile 3 haftalık süreçte yaklaşık 6.5 mm kanin retraksiyonu elde etmişlerdir. Radyografik incelemelerde kanin dişin kökünde minimal düzeyde rezorbsiyon olduğu görülmüştür.

Sayın[108] ve diğerleri, 18 hastada Liou ve Huang'ın dental distraksiyon yöntemini kullanmışlardır. Distraktörler her aktivasyonda 0,25 mm olacak şekilde günde üç kez aktive edilerek maksillada 5,76 mm mandibulada 3,5 mm olmak üzere toplam 43 adet kanin dişin retraksiyonu sağlanmıştır.

Dentoalveolar distraksiyon

2002 yılında Kişnişçi ve diğerlerinin[109] tanıttığı bu yöntemde diş çekimi işlemi ile aynı seansta karbid frezlerle kanin dişin kök uçlarının 3-5 mm uzağından geçecek şekilde kökün etrafını dolaşan osteotomi kesisi yapılmıştır. Birinci premolar dişin çekimini takiben distraksiyon sürecinde problem oluşturabileceği düşünüldüğü için çekim socketinin bukkalinde kalan kemik dikkatlice kaldırılmıştır. Cerrahiden hemen sonra hastaya özel olarak hazırlanan distraktörler molar ve kanin dişlere takılmış, latent dönem atlanarak aynı gün distraksiyona geçilmiştir. Yazarlar, her aktivasyonda 0,4 mm olmak üzere günlük 2 kere aktivasyonla kanin retraksiyonlarının 8-12 günde komplikasyonsuz bir şekilde tamamlandığını rapor etmişlerdir.

İşeri ve diğerleri[110] bu yöntemle kanin retraksiyonunun herhangi bir kök rezorpsiyonu ve vitalite kaybı görülmeden 10 günde tamamlandığını bildirmişlerdir.

Dentoalveolar kortikotomi / Selektif Alveolar Dekortikasyon (SAD)

Dentoalveolar kortikotomi, dişin etrafındaki alveolar kemiğin spongioz tabakasına müdahale edilmeden sadece kortikal tabakasına kesi uygulanması ile kortikal kemiğin sürekliliğinin ortadan kaldırıldığı cerrahi bir prosedür olarak bilinmektedir[108]. Ortodontik diş hareketini kolaylaştırmak için yapılan bu işlem ilk kez 1959 yılında diş hareketine karşı esas direncin kemiğin kortikal tabakası tarafından uygulandığı fikrini ileri süren Heinrich Köle tarafından yapılmıştır. Köle, hareket ettirilecek dişin bukkalindeki ve palatinalindeki mukoperiosteal fleplerin kaldırılmasının ardından alveolar kortikal kemiğe vertikal interdental kesiler uygulamış ve kök uçlarının yaklaşık 1 mm üzerinden geçecek şekilde yapılan horizontal osteotomilerle vertikal kortikotomi kesilerini birleştirmiştir. Birleştirici horizontal osteotomi kesileri bütün alveol kemiği kalınlığına kadar penetre olduğu için alveol kemiğinde blok görüntüsü ortaya çıkmıştır. Araştırmacı, bu teknikle dişin tek olarak hareketi yerine kemik bloğu ile birlikte hareket ettiğini ve bunun sayesinde dişlerde kök rezorpsiyonu görülmediğini iddia etmiştir[111]. ‘‘Kemik Blok Hareketi’’ teorisini baz alarak bir kaç çalışma yapılmasına rağmen Köle’nin yöntemi invaziv olması, horizontal subapikal osteotominin diş kökleri, periodonsiyum ve diş pulparlarının vitalitesi için riskli olabileceği nedeniyle yaygın kabul görmemiştir[106].

Wilcko [112] ve diğerleri 2001 yılında alveolar kortikotomi ile eş zamanlı alveolar greftleme uygulayarak cerrahi destekli ortodontik tedaviler için ‘‘Wilckodontics’’ veya ‘‘Periodontal Olarak Hızlandırılmış Osteojenik Ortodonti’’ / ‘‘Periodontally Accelerated Osteogenic Orthodontics’’ (PAOO) olarak da bilinen yeni bir uygulama tanıtmışlardır. Bu teknikte sabit ortodontik tedavi gören hastalarda bukkal ve lingual mukoperiosteal flep kaldırıldıktan sonra dişlerin etrafına perforasyonlar açarak alveolar dekortikasyon işlemi uygulanmıştır. Daha sonra demineralize freeze-dried kemik ve bovine bone içeren kemik grefti klindamisin ile birlikte perfore edilmiş kemik üzerine direkt olarak uygulanmış ve flep kapatılmıştır. Cerrahi uygulamadan iki hafta sonra her iki haftada bir ortodontik aygıtların aktivasyonu yapılarak diş hareketine başlanmıştır. Araştırmacılar, labial ve

lingual alveolar kortikal kemiklere greft uygulanması ile dişlerin hareket sınırlarının genişlediğini, diş köklerinde fenestrasyon ve dehiscenslerin ortaya çıkma ihtimalinin azaldığını ve ortodontik tedavi ile elde edilen sonuçların stabilitesinin arttığını savunmaktadırlar. Wilcko ve diğerleri bu teknik kullanılarak yapılan ortodontik tedavilerin konvansiyonel tedavi süresinin yaklaşık 1/3 kadar daha kısa sürede tamamlanabileceğini belirtmişlerdir. Wilcko ve diğerleri, Köle ve onun ‘‘Kemik Blok Hareketi’’ teorisini destekleyen diğer araştırmacılardan farklı olarak cerrahi destekli ortodontik tedavi uygulanan hastalarda dişleri çevreleyen alveolar kemikte meydana gelen anatomik değişikliklerden ziyade bu dokularda meydana gelen ‘‘bölgesel hızlandırıcı fenomen’’e (RAP) benzer fizyolojik değişikliklerin diş hareketini kolaylaştırdığı fikrini ileri sürmüşlerdir [5, 112, 113]. RAP ilk olarak Frost tarafından 1983 yılında dokuların zararlı uyaranlara karşı göstermiş olduğu fizyolojik reaksiyonu olarak tanımlamıştır. Yumuşak dokuların enfeksiyonları veya enfeksiyona bağlı olmayan inflamasyonlar, eklemlerde ve kemiklerde oluşan fraktür gibi zararlı stimuluslar, cerrahi müdahaleler, diş çekimi ve ortodontik diş hareketi RAP’ı başlatabilmektedir. Frost, kemik kırıklarının ve kemiklere uygulanan osteotomi veya kortikotominin şiddeti ile iyileşme cevabı arasında doğrudan bir korelasyon olduğunu ifade etmiştir [5].

Yaffe ve diğerleri [114] 1994 yılında mukoperiosteal flep uygulamasını takiben 10 gün içinde RAP oluştuğunu gösterdikleri deneysel çalışmada hem sert hem de yumuşak dokularda mevcut biyolojik işleyişin hızlandığını bildirmişlerdir.

Yapılan klinik ve deneysel hayvan çalışmalarında [112-115] kortikotomi destekli ortodontik tedavi uygulamalarında da RAP başladığı ve kesilerin etrafındaki dokularda inflamasyon hücrelerinin sayısının arttığı kanıtlanmıştır. Kortikotomiden sonra periodontal dokularda osteoklastik aktivitenin artması sonucu diş köklerini çevreleyen alveolar kemikte geçici demineralizasyon ve osteopeni oluşmaktadır. Dişler trabeküler kemik ile desteklendiği ve trabeküler kemik içerisinde hareket ettiği için osteopeni oluşması ile birlikte diş köklerinin uygulanan kuvvet yönünde daha hızlı bir şekilde hareket etmesi için elverişli bir ortam oluşmaktadır. Geçici demineralizasyonla eş zamanlı osteoblastların da aktivitesinin artması PDL’de gerilim bölgelerinde remineralizasyon sürecini de hızlandırmaktadır [113].

Wang [115] ve diğerleri, ratlarda kortikotomi- ve osteotomi-destekli diş hareketi

uygulamalarına karşı alveolar dokuların verdiği reaksiyonu tedavi sürecinde aldıkları CT görüntülerinde incelemişlerdir. Araştırmacılar, CT görüntülerinde kortikotomi uygulanan hayvanların diş kökleri etrafındaki kemikte geçici oluşan rezorbsiyon alanlarının 21 gün sonra fibroz dokulara, 60 gün sonra kemik dokusuna dönüştüğünü gözlemlemişlerdir. Yazarlar, osteotomi-destekli uygulamada ise distraksiyon osteogenezise benzer şekilde bölgesel kemik rezorbsiyonu aşaması görülmediğini belirtmişlerdir.

Kortikotomi destekli ortodontik tedavilerin osteotomi uygulamalarına göre daha az invaziv bir yaklaşım olmasına rağmen, kortikotomi sonrası interdental alveolar kemikte, yapışık diş etinde ve periodonsiyumda istenmeyen yan etkilerin ortaya çıktığını rapor eden çalışmalar da mevcuttur [116, 117].

RAP'ın ortodontik diş hareketini hızlandırmak için uygulanan cerrahi uygulamalarla ilişkilendirilmesi, araştırmacıları daha az invaziv, flep kaldırılmadan uygulanan yöntemler denemeye yöneltmiştir [118]. Bu yöntemlerden biri Kim ve diğerleri [119] tarafından uygulanan "corticision" adlı kortikal aktivasyon yöntemidir. Araştırmacılar, ilk olarak köpekler üzerinde yaptıkları çalışmada mukoperiosteal flep kaldırılmaksızın interproksimal kortikal kemiğin bütünlüğünü çekiç ve bistüri kullanarak bozmaya çalışmış ve bu işlem bölgesel hızlandırıcı fenomenin başlaması ile hızlı diş hareketi elde edilmesi için yeterli olmuştur.

Ortodontik diş hareketinin gerçekleşmesinde periodontal dokuların bütün elemanları katıldığı için diş hareketi bir anlamda "periodontal fenomen" olarak da adlandırılabilir. Kemik cerrahisi sırasında kullanılan geleneksel (elmas ve karbid) frezlerin kullanımı sırasında meydana gelen yüksek ısı periodontal dokularda nekroza ve dolayısıyla bu dokuların rejenerasyonunun bozulmasına yol açabilmektedir [86]. Vercellotti, 2000 yılında piezoelektrik osteotomi ve kortikotomi yöntemini tanıtmış ve özel bir ultrasonik cihaz kullanarak bu yöntemi geliştirmiştir. Piezo cerrahi cihazı ile frekansları ayarlanabilir ultrasonik mikro-vibrasyonlar üretildiği için kemikte son derece hassas ve güvenli kesiler elde edilmektedir. Böylece, piezo cerrahi ameliyatı sırasında yumuşak ve sert dokulara travma verilmediği ve dokularda ısı oluşmadığı için post operatif şikayetler daha az olmaktadır [120]. Biyolojik açıdan bakıldığında, piezo cerrahinin konvansiyonel frezlerle yapılan uygulamalara oranla osteotomi ve kortikotomi uygulamaları sonrası kemik iyileşmesine ve remodellingine daha fazla pozitif etki gösterdiği bilinmektedir [6,

121]. Vercellotti ve diğerleri ortodontik diş hareketini hızlandırmak amacıyla 8 hastaya piezo cerrahi tekniği ile kortikal aktivasyon uygulamış, tedavi sonunda her hangi bir periodontal problem görülmezken geleneksel ortodontik yaklaşımlara oranla toplam tedavi süresinin maksillada 70% mandibulada 60% kısaldığını rapor etmişlerdir [86].

2009 yılında Dibart [122] tarafından geliştirilen ‘‘Piezocision’’ adlı yöntemde öncelikle bukkal diş eti bölgesinde vertikal mikro kesiler yapılmakta, ardından bu kesiler aracılığı ile piezoelektrik bıçağı kullanarak tüneller şeklinde alveolar dekortikasyonlar yapılmaktadır. Bu yöntemde gerek görüldüğü halde vertikal mikro kesiler tüneller ile birleştirilip kemik greftleri de yerleştirilebilmektedir [123].

Minimal invaziv olma avantajına sahip olan ve flep kaldırılmaksızın kortikal aktivasyon amacıyla uygulanan bir diğer teknik, Kim [118] ve diğerlerinin ‘‘piezopuncture’’ diye adlandırdıkları tekniktir. Bu yöntemde piezotom cihazı ile diş eti üzerinden kortikal kemikte mikroperforasyonlar yapılmış, bölgesel hızlandırıcı fenomenin başlanması ve diş hareketi kısa sürede elde edilmiştir.

Tsai [89] ve diğerleri, ratlar üzerinde yaptıkları çalışmada düşük devirli cihaz ve yuvarlak frezler kullanarak flep kaldırmaksızın kortikal tabakada 0.25 mm çapında ve 0.25 mm derinliğinde mikroperforasyonlar açtıktan sonra molar mezyalizasyonu için kuvvet uygulamış ve tedavi sonuçlarını kortikotomi uygulanmayan kontrol grubunun tedavi sonuçları ile karşılaştırmışlardır. Çalışma sonunda elde edilen sonuçlarda flep kaldırmaksızın alveolar kemiğe uygulanan mikro-perforasyonların kemik remodelinginin ve osteoklastik aktivitenin artmasına ve daha hızlı diş hareketine imkan sağladığı rapor edilmiştir.

Ortodontide Dentoalveolar kortikotomi uygulamasının endikasyonları ve kullanım alanları

Literatürde ortodontik tedaviyi destekleyen çeşitli dentoalveolar kortikotomi yöntemleri ile ilgili çok sayıda klinik çalışma rapor edilmiştir [5, 86, 106, 113]. Bu çalışmalarda uygulanan alveolar kortikotominin esas amacı, bazı dişlerin istenen yönde hareket ettirilmesindeki mekanik zorlukların ortadan kaldırılması, iskeletsel anomalilere sahip olan hastaların ortodontik tedavilerinin kolaylaştırılması gibi konvansiyonel ortodontik yaklaşımların aşamadığı engellerin üstesinden gelmek ve diş hareketini hızlandırarak

ortodontik tedavinin etkinliğini artırmaktır. Orta düzeyde ve şiddetli çapraşıklığın düzeltilmesi, premolar çekimi sonrası kanin retraksiyonunu hızlandırmak, yavaş ortodontik genişletmenin kolaylaştırılması, gömülü dişin sürmesini kolaylaştırma, tedavi sonrası stabiliteyi artırmak, ankraj manipülasyonu, molar intrüzyonu uygulayarak açık kapanışın düzeltilmesi ve molar distalizasyonunu kolaylaştırmak ile ilgili literatürde geçen çalışmalar bulunmaktadır [87].

Molar distalizasyonunun kolaylaştırılması

Molar distalizasyonu için birçok teknik geliştirilmesine rağmen distalizasyon hareketine karşı direncin fazla olması nedeniyle bu hareket hala zor bir hareket olarak kabul edilmektedir [30].

Spena [124] ve diğerleri, 2007 yılında molar distalizasyonuna karşı direnci azaltmak ve distalizasyon süresini kısaltmak amacıyla sadece molar bölgesine Wilcko'nun tekniğine benzer şekilde alveolar dekortikasyon uyguladıkları vaka raporu yayınlamışlardır. 18 yaşındaki sınıf II maloklüzyona sahip hastada öncelikle alt ve üst dental arklar sabit ortodontik tedavi ile seviyelemiştir. Seviyeleme aşaması bittikten sonra üst birinci ve ikinci molarlar bölgesinde hem palatinal hem de bukkal taraflardan mukoperiosteal flep kaldırılmıştır. Birinci ve ikinci molar dişler arasına uygulanmış olan vertikal kortikotomi kesisi, kök apekslerinin 1-2 mm yukarısından geçen horizontal kesi ile birleştirilmiş ve bir kaç perforasyon açılarak dekortikasyon işlemi tamamlanmıştır. Kortikotomiler yüksek devirle dönen ve yuvarlak elmas frezle yapılmıştır. Daha sonra dekortikasyon bölgesine kemik grefti eklenerek flep suture edilmiştir. Cerrahiden 1 hafta sonra üst birinci molar ile ikinci premolar arasına 200 g kuvvet uygulayacak şekilde açık NiTi yay sıkıştırılarak molar distalizasyonu hedeflenmiştir. Yayların aktivasyonu her 4 haftada bir kere yapılmış ve kortikotomiden sekiz hafta sonra molar distalizasyonu süreci tamamlanmıştır. Distalizasyondan sonra sınıf II elastiklerin kullanımı ile birinci molar ile ikinci premolar arasındaki boşluk kapatılmış ve anterior dişlerin retraksiyonu gerçekleştirilmiştir. Toplam tedavi süresi 11 ay sürmüştür. Araştırmacılar, bu teknikle molar distalizasyonuna karşı direncin azaltıldığını ve anterior dişlerin ankrajının artırılmasına gereksinim kalmadığını söylemişlerdir. Ayrıca tedavi süresinin konvansiyonel molar distalizasyonuna göre daha kısa olduğunu belirtmişlerdir.

Çörekçi [26] ve diğerleri, 2014 yılında yayınladıkları vaka raporunda palatinal minivida destekli molar distalizasyonu uygulamasına alveolar dekortikasyonun etkisini incelemişlerdir. Yarım premolar boyutu kadar sınıf II molar ilişkisine sahip 9 hastaya molar distalizasyonu amacıyla palatinal bölgeye yerleştirilen iki adet minivida destekli Hybrid Memory distalizasyon apareyi (Spring force: 500 g, Palatal split screw type “S”; Forestadent, Pforzheim, Germany) uygulanmıştır. Apareyin ağıza uyumlandığı seansta Dibart’ın geliştirdiği Piezocision yöntemi kullanılarak birinci premoların dişin mezyalinden başlayan ve ikinci moların mezyalinde biten dört adet vertikal interdental kortikotomi uygulanmıştır. Distalizasyon toplam 4.6 ay sürmüş ortalama 4.9 mm distalizasyon elde edilmiştir (ayda ortalama 1.09 mm). Araştırmacılar, Daha önce yapılan meta-analiz çalışması sonuçlarına göre molarların distale hareket miktarının her ay ortalama 0.81 mm olmasını hesaba katarak piezocision uygulamasının molar distalizasyonu kolaylaştırdığı yönünde fikir yürütmüşlerdir.

2.3. Kuvvet Analizi Yöntemleri

Fiziğin temel kavramlarından biri olan kuvvet, bir cismin hareketine sebep olan ya da hareket halinde olan cismi durduran, yönünü değiştiren, cisme şekil değişikliği verebilen etkidir. Dişler ve dentoalveolar yapılara etki eden kuvvetin analizi ve kuvvetin biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu stres ve gerinimlerin hangi bölgelerde yoğunlaştığının belirlenmesi, diş ve dişi çerveyeleyen yapılarda meydana gelebilecek yer değiştirme ve deformasyonların izlenebilmesi amacıyla kuvvet analizi yöntemleri kullanılmaktadır [125, 126].

Diş hekimliğinde kullanılan kuvvet analiz yöntemlerine örnek olarak ; Gerinim ölçer cihazı kullanarak yapılan analiz yöntemi, holografik interferometre analiz yöntemi (Lazer ışıklı kuvvet analizi yöntemi), fotoelastik analiz yöntemi, kırılğan vernikle kaplama yöntemi ve sonlu elemanlar analizi yöntemi gösterilebilir [127].

2.3.1. Gerinim ölçer cihazı kullanılarak yapılan kuvvet analizi yöntemi

Gerinim ölçerler, maddenin elektrik direncinin değişmesi prensibi ile çalışan mekanik aygıtlar olup statik ve dinamik yüklemeler altındaki yapılarda oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılmaktadırlar. Bu metotta değerlendirilecek alanlara

gerinime duyarlı uçlar yerleştirilmekte ve elektriksel direnç elemanları sayesinde stres altındaki bölgelerin boyutsal değişimleri tespit edilmektedir [127].

2.3.2. Holografik interferometre ile analiz yöntemi

Holografik interferometre analiz yöntemi (Lazer ışıklı kuvvet analizi yöntemi), incelenecek modelin üç boyutlu görüntüsünün lazer ışını ile holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan bir yöntemdir. Bu yöntemde ışığın girişim ve kırınım özelliklerinden faydalanılarak ışın verilmesi sırasında hareket eden cisimde meydana gelen ışın saçaklarının holografik görüntüsü değerlendirilmektedir [128].

2.3.3. Fotoelastik stres analizi

Fotoelastik stres analizi, oluşturulan model üzerine kuvvet uygulanması sonucu yapıda meydana gelen gerilim dağılımının görülebilir ışık çizgilerine dönüştürülmesi ile yapılan kuvvet analizi yöntemidir. Bu yöntemde araştırılmak istenen yapının fotoelastik özelliği olan bir materyalden hazırlanan modeli oluşturulduktan sonra polariskop cihazı ile stres bölgeleri belirlenmektedir [129].

2.3.4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi

Bu yöntemde, kuvvet dağılımı incelenecek yapı homojen bir şekilde vernik ile kaplanmaktadır. Vernik ile kaplanan yapının termal işlemlerle sertleşmesi sağlanmasının ardından yapı üzerine kuvvet uygulanmaktadır. Belli bir stres direncine sahip olan verniğe bu direnci aşan kuvvetler uygulandığında vernik üzerinde çatlaklar oluşmaktadır. Çatlakların sıklığı gerilimin yoğun olduğu bölgeleri ve ayrıca kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir [129].

2.3.5. Radyotelemetri ile stres analizi

Radyotelemetri bileşik bir yazılım sayesinde elde edilen verilerin herhangi bir ara materyale bağlantı olmadan transferi üzerine kurulmuş yöntemdir. Bu yöntemde modele kuvvet uygulandığında gerilimölçerdeki direnç farklılıkları voltajın düşmesine neden olmaktadır radyotelemetrinin frekanslarının etkilenmesi ile sonuçlar elde edilmektedir. Özellikle hareketli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan stresler bu yöntemle

ölçülebilmektedir [130].

2.3.6. Termografik stres analizi

Bu yöntem; “izotropik ve homojen bir materyale periyodik olarak kuvvet uygulandığında ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki streslerin toplamı ile doğru orantılıdır” prensibine dayanmaktadır. Çiğneme esnasında bu analiz için gereken periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olsa da bu yöntem diş hekimliği alanında yaygın kullanılmamaktadır [130].

2.3.7. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)

SEA düzensiz geometrik özelliğe sahip olan ve içeriğinde farklı materyalleri barındıran fiziksel yapıları tanımlayan ve bu yapılara etki eden çeşitli etkenler sonucu oluşan stresleri ve yer değiştirmeleri inceleyen bir yöntemdir [131].

1960’lı yıllarda geliştirilen bu yöntem ile karmaşık geometrik niteliğe sahip olan canlı veya cansız fiziksel yapıların materyal özellikleri bilgisayar ortamına aktarılmakta ve programlar yardımı ile modellemeleri yapılmaktadır [7, 132, 133].

Bilinmeyen karmaşık geometrik özelliklere ve davranışlara sahip olan maddelerin modellemesi yapılırken maddeler daha basit ve daha küçük sonlu sayıda elemanlara bölünmektedir.

Böylece, maddeyi oluşturan her bir eleman incelenerek bütün maddenin tanımlamasını yapmak ve maddenin maruz kaldığı dış kuvvetlerin, basıncın, termal değişikliklerin ve diğer faktörlerin etkisi ile maddenin nasıl davranacağını matematiksel denklemler ile hesaplamak ve yaklaşık çözüme ulaşmak hedeflenmektedir. [134-137] [64, 138]

Sonlu Elemanlar Analizinin yürütülmesi için gereken temel adımlar şunlardır [139]:

- Hazırlık aşaması
- Geometrik modelin sonlu elemanlar modeline dönüştürülmesi
- Malzeme Özelliklerine dair verilerin programa tanıtılması
- Sınır Koşullarının tanımlanması
- Kuvvet yüklemesinin yapılandırılması

- Çözüm
- Rötüş

Hazırlık aşaması / Geometrik modelin oluşturulması

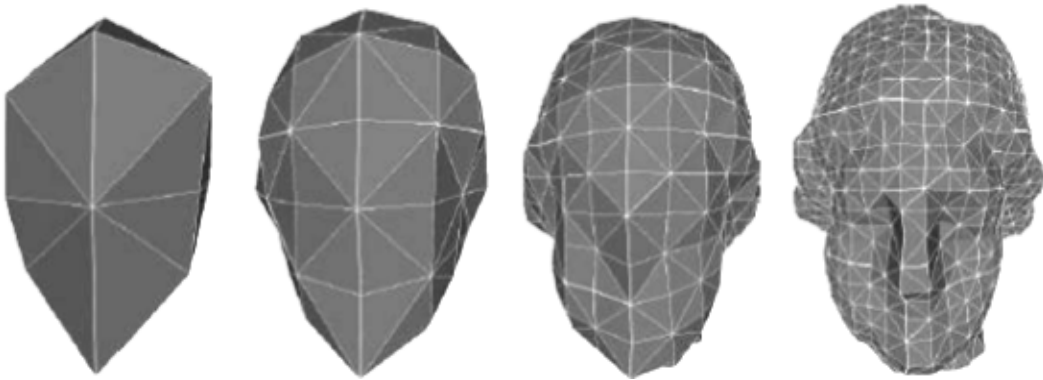
Sonlu elemanlar analizinin yürütülmesi için gereken ilk aşama incelenecek olan yapıların özel programların yardımı ile gerçeğe en yakın şekilde temsili geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Bunun için öncelikle araştırılan cismin yapısına bağlı olarak, cisimlerin iki boyutlu veya üç boyutlu taranması yapılmaktadır [126].

Kompleks geometriye sahip kraniyofasiyal kemikler gibi canlı dokuların taranması için genellikle üç boyutlu bilgisayarlı tomografi (BT) tarayıcıları kullanılırken, cansız dokuların taranması için üç boyutlu lazer tarayıcıları kullanılmaktadır.

Geometrik modelin sonlu elemanlar modeline dönüştürülmesi

Oluşturulan geometrik modelleri hem yapısal olarak çözümlemek hem de bu yapıların onları etkileyen faktörler karşısında nasıl davranacağını daha kolay bir şekilde anlayabilmek amacıyla modeller, ‘‘eleman’’ adı verilen ‘‘sonlu’’ sayıda küçük alt birimlere bölünmektedir. Bu işlem ağ yapısı (mesh) oluşturma işlemi olarak da bilinmektedir [140].

Analizin hassasiyetinin artırılması için mesh oluşturulması safhasında modellerin mümkün olduğu kadar daha fazla sayıda elemana bölünmesi gerekmektedir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Geometrik modelde eleman sayısının artırılması ile oluşan değişiklikler

Modellerin bölünmesi sonucu oluşan elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanmakta

ve bu noktalara düğüm (node) adı verilmektedir. Sonlu elemanlar analizinde ağ yapısının oluşturulması aşamasında genellikle sekiz, altı, beş veya dört düğümlü eleman tipleri kullanıldığı için bu analizin yürütülmesi üst düzey mühendislik bilgisi ve deneyimi gerektirmektedir.

Malzeme özelliklerinin programa tanımlanması

Sonlu elemanlar analizindeki önemli aşamalardan biri de, incelenecek olan yapıların materyal özelliklerine ait verileri geometrik modele aktarmaktır. Bu bağlamda elemanların materyal özelliklerinden en az ikisinin: ‘‘Elastisite modülü’’ ve ‘‘Poisson oranı’’nın tanımlanması gerekmektedir.

Elastisite Modülü (Young modülü), materyalin sertliğini veya elastikiyet sınırları içerisinde dayanıklılığının ölçüsünü veren bir katsayıdır. Stresin gerinime oranı olarak bilinen Elastisite modülü, $E = \text{Stres} / \text{Gerinim}$ ile formüle edilir. Bu formüldeki stres; bir cisme kuvvet uygulandığında, uygulanan bu kuvvete karşı cismin içinde birim alanda oluşan tepki olarak tanımlanmaktadır [141]. Gerinim ise, uygulanan kuvvet sonucu birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimi olarak ifade edilmektedir. Hooke Kanunu’na göre cisme uygulanan her hangi bir kuvvet sonucu meydana gelen stresin belli sınırlar içinde gerinimle doğru orantılı olarak değiştiği öngörülmektedir [141]. Elastisite modülü ve stresin ölçü birimi Paskal veya N/mm^2 iken, gerinimin herhangi bir ölçü birimi yoktur.

Poisson oranı, elastikiyet sınırları içerisinde çekme veya basma kuvvetlerine maruz kalan cisimlerin, enindeki birim boyut değişikliğinin, boyundaki birim boyut değişikliğine oranını ifade eder. Elastikiyet modülü gibi cisme ait ayırıcı bir özellik olan Poisson oranı bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişkenlik göstermektedir [140, 142].

Sınır koşullarının tanımlanması

Oluşturulan Sonlu elemanlar analizi modellerinde, her bir elemanın yer değiştirmeleri, doğrudan düğüm noktalarının yer değiştirmeleri ile ilişkili iken düğüm noktalarının yer değişimleri ise elemanların stresleri ile ilişkilidir. Sonlu elemanlar analizi yöntemi her bir düğüm noktasının koordinatlarına göre düğümlerdeki yer değiştirmeleri hesaplayarak düğümlerle ilişkili olan elemanların ve dolayısıyla da modellerin nasıl davranacağını

belirlemeyi hedeflemektedir.

Malzeme özellikleri tanımlandıktan sonra çalışma modeline kuvvet uygulanırsa elemanlarda uzay boşluğunda deformasyona uğramaksızın translasyon veya rotasyon veya bu hareketlerin kombinasyonu şeklinde hareket görülecektir. Bu durumda incelenmesi gereken problem denkleminin sonsuz sayıda analitik çözümü ortaya çıkacaktır. Bu nedenle kuvvet uygulaması sonucu oluşan deformasyonları ve stresleri incelemek amacıyla modelde bazı düğüm noktalarının belirli yönlerde (x, y ve z yönlerinde) hareketinin kısıtlanması gerekmektedir. Analizin bu aşamasına Sınır Şartlarının tanımlanması denmektedir [126].

Kuvvet yüklemeinin yapılandırılması

Analizin bu aşamasında geometrinin çeşitli noktalarından kuvvet uygulaması yapılmaktadır. Cisme başka cisimler tarafından uygulanan kuvvete, dış kuvvet adı verilirken, bir cismin kendi içindeki oluşan etki ve tepki kuvvetine ise iç kuvvet denmektedir.

Örneğin, dişlere etki eden her hangi bir dış kuvvet, ilk aşamada periodontal ligamente iletilmektedir. Periodontal ligamenti etkileyen bu kuvvet sonraki aşamada alveolar kemiğe iletilmektedir. Böylece bu dentoalveolar yapılar arasındaki kuvvet iletimi sonucunda iç kuvvetler oluşmaktadır.

Daha önce de tanımlandığı üzere cisme her hangi bir dış kuvvet uygulandığı zaman, cismin içinde uygulanan bu kuvvete karşı birim alanda oluşan tepkiye stres adı verilmektedir [141].

Farklı yönde veya açıda uygulanan kuvvetler sonucu cisimde farklı tip stresler oluşmaktadır ki bu stresler üç esas başlıkta incelenmektedir:

- Çekme stresi (Compressive stress)
- Basma stresi (Tensile stress)

- Kesme stresi (Shear stress)

Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan kuvvet sonucu cisimde çekme stresi meydana gelirken cismin moleküllerini birbirine yaklaştıran kuvvet ise cisimde basma stresi oluşturmaktadır. Kayma stresi ise iki farklı kuvvetin cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlaması sonucu oluşmaktadır [132].

Üç boyutlu elemanın uzaydaki bütün düzlemlerde (x, y ve z) kayma streslerinin vektörlerinin sıfır olduğu durumda sadece alana dik olan stresler (çekme veya basma stresi) oluşur ki, bu stresler Asal stres (Principal stress) adını almaktadır. Asal stresin; maksimum, orta (intermediate) ve minimum olmak üzere 3 tipi mevcuttur.

- Maksimum asal stres (Maximum principle): en yüksek çekme streslerini ifade etmekte olup her zaman pozitif değerdedir.
- Minimum asal stres (Minimum principle): en yüksek basma streslerini ifade eder ve negatif değerdedir.

Analiz sonucu elde edilen bulgulardaki pozitif değerler çekme streslerini, negatif değerler ise basma streslerini ifade etmektedir.

Çalışma modeline kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında bilgi edinmek amacıyla Von Mises stresi kullanılmaktadır. Von Mises stresi “Bir cismin belli bir bölümünde oluşan iç stresin belli bir değeri aşması halinde, yapıda şekil değişikliği görülecektir“ prensibi ile oluşturulmuş bir kriter olup maddelerin şekil değiştirmesinin başlama anı olarak da ifade edilmektedir [142].

Çözüm

Materyal özellikleri ve kuvvet yüklenmesi özellikleri tanımlandıktan sonra elemanlar üzerinde oluşan stres ve gerinimlerin (strain) cebirsel denklemler ile hesaplanmaktadır. [142].

Rötüş

Sonlu Elemanlar Analizi ile yapılan çalışmaların sonucunun çıktısı esas olarak sayısal

formdadır. Sayısal form genellikle alan değişkenleri, nodal deplasman ve elemanların stres değerlerinden oluşmaktadır. Alan değişkenlerinin grafik eğrileri ve konturları genellikle daha bilgilendiricidir. Elemanların kantitatif stres değerleri renk-kodlu haritalar yorumlanarak incelenmektedir [126].

Sonlu elemanlar analizinin avantajları

- Kompleks geometrik özelliklere sahip olan katı maddelerin modellenmesi
- İstenilen sayıda değişik malzemeler ile gerçeğe yakın modellerin elde edilmesi
- Stres dağılımı ve yer değiştirmelerin incelenmesi
- Deneysel maddenin malzeme özelliklerinin, geometrisinin, sınır koşullarının, uygulanan kuvvetlerin değiştirilerek analizin kontrollü bir şekilde yapılmasının mümkün olması
- Herhangi bir noktadaki oluşan stresin gerçek miktarının teorik olarak hesaplanabilir olması
- İnvaziv olmayan bir metod olması
- Dentoalveolar yapılar ve kraniyofasiyal kemikler gibi canlı dokuların simüle edilebilir olması
- Dişlere uygulanan kuvvetin uygulama noktasının, büyüklüğü ve yönünün simüle edilebilir olması ve dişlerdeki yer değiştirme miktarının grafik ile canlandırılması
- Araştırmacının istediği kadar çalışmalarının tekrarlanabilir olması[143].

Sonlu elemanlar analizinin dezavantajları

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dişhekimliğinde uygulanmasında esas problem kaslar, bağ dokuları, ligamentler, eklemler ve eklem sıvısı gibi yumuşak dokuların katı modelinin oluşturulmasıdır. Bu yapıların materyal özelliklerinin tam olarak belirlenememesi ve matematiksel olarak probleme yansıtılmasının karmaşık olması modelleme sürecini zorlaştırmaktadır [133].

2.3.8. Ortodontide SEA kullanımı

Pritam ve diğerleri [8], yaptıkları derlemede ortodontide SEA'nın kullanım alanlarını aşağıdaki başlıklar altında değerlendirmişlerdir:

- Kraniyofasyal büyüme
- Periodontal stres ve diş hareketi
- Ortopedik kuvvetler
- Temporomandibular eklem
- Ortognatik cerrahi
- Ortodontik mini-vidalar
- Braket ve ark tellerinin dizaynı

Kraniyofasyal Büyüme

Montegi ve diğerleri [144], yaptıkları çalışmada insan kuru kafatasının SEA modelini oluşturarak fasiyal büyümeye bağlı hacimsel değişiklikleri analiz etmeyi amaçlamıştır. Elde edilen sonuçlar özellikle mandibuladaki büyüme değişiminin ağırlıklı olarak erken evrelerde ortaya çıktığını ve kondilar bölgedeki büyümenin mental bölgeye oranla daha fazla olduğunu göstermektedir.

Diewert ve Lozanoff [145] tarafından yapılan çalışmada SEA ile insanda embriyonik kraniyofasiyal büyümenin morfolometrik analizi yapılmış ve kraniyal bölgelerdeki morfologenetik büyümenin fasiyal bölgelerdeki büyüme ile yakından ilişkili olduğu ileri sürülmüştür.

Periodontal stres ve diş hareketi

Periodontal dokularda ortodontik kuvvet uygulanmasını takiben oluşan stres seviyelerini SEA ile değerlendiren Tanne ve diğerleri [146], periodonsiyumdaki stres modelinin ve büyüklüğünün dişin rotasyon merkezine bağlı olarak anlamlı düzeyde değiştiğini rapor etmişlerdir.

Mestrovic ve diğerleri [147], ortodontik kuvvetler sonucu oluşan diş hareketini analiz etmek için üç boyutlu SEA kullanmış, gingivale yakın bölgeden uygulanan kuvvetlerin devrilme hareketine neden olacağı sonucuna varmışlardır.

Bir ark teli ve birbirine bağlanmış maksiller dişleri SEA ile simüle ederek başlangıç ve uzun dönemdeki diş hareketleri arasındaki farkları inceleyen Kojima ve diğerleri [148], ark teli rijit olarak kabul edildiğinde direnç merkezinin başlangıç diş hareketinden tahmin

edilebileceğini bildirmişlerdir.

Geramy [149], alveoler kemik yüksekliği hariç, aynı konfigürasyonda insan maksiller santral kesici dişinin altı adet SEA modelini incelemiş, alveoler kemik kaybı olan modellerde sağlıklı kemik desteği modellerine göre daha fazla stres oluştuğunu bulmuştur.

Jing ve diğerleri [150], SEA kullanarak köpek dişlerindeki devrilme ve paralel hareketler sırasında dişin kökünde, PDL'de ve alveolar kemikteki stres dağılımlarını analiz etmişlerdir. Paralel hareket sırasında devrilme hareketine göre PDL'de daha düşük ve daha homojen bir stres dağılımı meydana geldiğini belirten araştırmacılar her iki hareket tipinde en yüksek stres dağılımının servikal bölgede yoğunlaştığını bulmuşlardır.

Baek ve diğerleri [151] sınıf III maloklüzyonun tedavisinde kullanılan düz ark teli ve multiloop edgewise arkların dentoalveolar yapılar üzerinde oluşturdukları biyomekanik etkileri SEA ile incelemişlerdir. Analiz sonucu multiloop edgewise arklar kullanılan modelde düz tel modeline göre, dişlerin yer değiştirmelerinin daha uniform ve dengeli olduğu görülmüştür.

Bişirici [152], üst keserlerin mini-vida destekli en masse retraksiyonu sırasında uygulanan retraksiyon kuvvetinin çevre dokular ve dentoalveolar yapılar üzerinde oluşturduğu streslerin miktarı ve dağılımı SEA ile incelemiştir. Çalışmanın sonuçlarında; sürekli ark teli üzerinde anterior dişlerin en masse retraksiyonunda, ark telinin posterior dişlerdeki braket ve tüpler içerisinde sürtünmesi faktörünün ankraj kaybına neden olabileceği bildirilmiştir.

Kojima ve Fukui [153] üst kanin retraksiyonu sırasında kanin dişlerde meydana gelen yer değiştirmeleri SEA ile incelemişlerdir. Çalışmanın amacı gereği 0.016 paslanmaz çelik ark teli üzerinde 2 N kuvvet uygulayarak kanin retraksiyonu simüle edilmiştir. Sonuç olarak kanin dişlerde önce devrilme daha sonra ise paralel hareket meydana geldiği, sürtünme nedeniyle ortodontik kuvvetlerde % 60-80 oranında azalma olduğu bildirilmiştir.

Cattaneo ve diğerlerinin [154], oklüzal kuvvetlerin maksiller molarlara iletilmesi üzerine yaptıkları SEA çalışmalarında; streslerin infrazigomatik kret boyunca yoğunlaştığını bulmuşlardır. Çalışmada moların mezyale konumlandırılması ile stres yoğunlaşmasının da

maksillanın anterior bölümüne doğru iletildiği gözlenirken, distalde konumlandırılmış molar üzerine oklüzal kuvvet uygulandığında, stresin daha çok maksillanın posterior bölümünde yoğunlaştığı görülmüştür.

Sung ve diğerleri [155], bukkal mini-vida destekli molar distalizasyonu üzerinde farklı kuvvet vektörlerinin oluşturduğu stresler ve yer değiştirmelerin SEA ile incelemişlerdir. Çalışma sonuçlarında, ark teli seviyesinden uygulanan distalizasyon kuvvetinin anterior dişlerin lingual inklinasyonunu azalttığı ve devrilme görünen posterior segmente intrüziv etki gösterdiği bildirilmiştir. Buna karşın, ark teli seviyesinin üzerinden kuvvet uygulamasının anterior diş köklerinde linguale harekete neden olduğu ve posterior dişlerde paralel hareket meydana geldiği rapor edilmiştir.

Kang ve diğerleri [10], MPAP apareyi, palatinal mini-vida destekli pendulum apareyi ve headgear uygulamasının biyomekanik etkilerini SEA ile karşılaştırarak değerlendirdikleri çalışmada MPAP apareyinin maksiller molar distalizasyonunda en efektif mekanik olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte üçüncü molar dişin folikülünün olup olmamasının molar distalizasyonunu etkilemediği bildirilmiştir.

Ortopedik kuvvetler

Tanne ve diğerleri [156], temporomandibular de eklem dahil olmak üzere mandibula'nın üç boyutlu SEA modelleri aracılığıyla, ortopedik kuvvet uygulayan çeneliğin mandibulada oluşturduğu biyomekanik değişiklikleri incelemişlerdir. Yapılan çalışma, mandibular prognatiye sahip hastalara uygulanan çenelik tedavisi sırasında oluşan stres dağılımı ve mandibulanın remodelingi arasındaki ilişki hakkında bilgiler içermektedir.

Jafari ve diğerleri [157], yaptıkları çalışmada hızlı maksiller genişletme apareyinin kraniyofasiyal kompleksde oluşturduğu stres dağılımlarını analiz etmek için üç boyutlu SEA kullanmışlardır. Bu çalışmaya göre, genişletme kuvvetleri sadece intermaksiler sütür ile sınırlı kalmayıp, sfenoid, zigomatik ve maksilla ile bağlantılı diğer kemiklere de iletilmektedir.

Maruo ve diğerleri [158], servikal, oksipital ve kombine headger uygulamalarının diş hareketi üzerinde etkilerini SEA ile karşılaştırarak incelemişlerdir. Çalışmanın

sonuçlarında; molarlarda en fazla distalizasyon ve ekstrüzyonun servikal headgear uygulamasında görüldüğü, molarlarda en fazla intrüzyonun oksipital headgear uygulamasında meydana geldiği rapor edilmiştir.

Ulusoy ve Darendeliler [137], sınıf 2 maloklüzyona sahip hastalarda kullanılan aktivatör ve aktivatör-oksipital headgear uygulamalarının mandibula üzerindeki etkilerini SEA ile incelemiştir. Analiz sonuçlarında; her iki modelde mandibulada aynı bölgelerde ve aynı değerlerde stresler olduğu görülmüş, en yüksek stres değerlerinin koronoid süreçte yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Ayrıca aktivatör kullanıldığı zaman, istirahate göre mandibula üzerinde daha fazla stres olduğu rapor edilmiştir.

Başçıftçı ve diğerleri [159], farklı kuvvet vektörleri ile çenelik uygulamasının biyomekanik etkilerini değerlendirdikleri çalışmada, mandibulanın ve temporomandibuler eklem SEA modellerini oluşturmuşlardır. Çalışmada çene ucundan mandibuler kondile, koronoid süreç ve koronoid sürecin önünden geçecek şekilde kuvvet uygulaması simüle edilerek üç ayrı model oluşturulmuştur. Analiz sonuçlarında, en az stres oluşumunun kondil tepesinden geçen kuvvet vektörü modelinde görülürken, bu vektör mandibulanın posterior rotasyonunu sağlayan tek vektör olmuştur. Kuvvet vektörünün koronoid süreç veya önünden geçtiği modellerde yüksek stres değerleri meydana gelerek mandibulanın anterior rotasyonu sağlanmıştır.

Gautam ve diğerleri [160], maksiller genişletme ile maksiller protraksiyon uygulamalarının kombine edilmesinin maksiller genişletmesiz maksiller protraksiyon uygulaması ile karşılaştırmak amaçlı SEA kullanmışlardır. Çalışmada genişletme modelinde midpalatal sütür 4 mm genişletilmiş ve sonrasında ise her iki modelde yüz maskesi uygulaması simüle edilmiştir. Sonuç olarak maksiller genişletme modelinde genişletmesiz modele göre maksillada daha fazla anterior yer değiştirme olduğu ve maksillada rotasyonel değişiklik meydana gelmediği bulunmuştur.

Temporomandibular eklem

Gupta ve diğerleri [161], yaptıkları çalışmada, SEA kullanarak mandibular protraksiyon sonrası temporomandibular eklemden oluşan stres dağılımını incelemiştir. Araştırmacılar, mandibular kondilin postero-superior bölgesinde oluşan çekme streslerinin,

bu bölgede kondiler büyümenin meydana gelmesi ile açıklanabileceğini belirtmişlerdir. Gupta ve diğerleri [162], SEA kullanarak yaptıkları bir diğer çalışmada mandibular ilerletme sırasında bite'in artmasının temporomandibular eklemdaki büyüme için daha elverişli bir sters paterni oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Katada ve diğerleri [163], distraksiyon uygulaması ile mandibular korpusun tek taraflı yatay yönde uzatılmasının etkilerini inceledikleri çalışmada SEA kullanarak, stresin kondilin anterior bölgesinde yoğunlaştığını ve kondilin geriye doğru eğildiğini bulmuşlardır.

Ortognatik cerrahi

Ortognatik cerrahilerde, hastalar post-operatif fasiyal morfolojileri konusunda çok fazla endişe duyduklarından, bu tip yaklaşımlarda estetik en önemli unsurdur. Yüzün üç boyutlu simülasyon modellerinin ve sanal ortognatik cerrahinin ortaya çıkmasıyla, cerrahi planlamalar daha detaylı bir şekilde yapılmaktadır [8].

Obaidellah ve diğerleri [164] yaptıkları çalışmada, üç boyutlu yüz modellerinde SEA kullanarak mandibular ilerletmeye bağlı olarak, yüzün yumuşak doku görüntüsünün cerrahi planlaması, simülasyonunun nasıl yapıldığını tarif etmişlerdir.

Chabanas ve diğerleri [165], maksillofasiyal cerrahi ile kemiğin yeniden konumlandırılmasından kaynaklanan yüzün yumuşak doku deformasyonlarını SEA kullanarak tahmin etmişlerdir.

Ortodontik mini-vidalar

Gracco ve diğerleri [64] yaptıkları çalışmada, farklı mini vida uzunlukları ve kemik/vida arasındaki farklı osseointegrasyon derecelerinin, ortodontik ankraj amacıyla üst çeneye yerleştirilen mini-vidaların çevresindeki kemikte oluşan stres dağılımları üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Analizler sonucunda, ilk ortodontik kuvvet uygulaması anında mini-vidaların çevresinde stres dağılımlarının etkilenmediğini belirtilmiştir. Ayrıca, araştırmacılar, optimal mini-vida uzunluğunun 9 mm olması gerektiğini önermiş, bu uzunluktaki mini-vidaların etrafında düşük stres değerlerinin oluştuğunu ve anatomik bölgelere zarar verilmesi riskinin daha az olduğunu bildirmişlerdir.

Woodall ve diğerkleri [166], SEA ile yaptıkları çalışmalarında alveolar kemiğe 90° ve 90°’den daha az aı ile yerleştirilmiş mini-vidaların stabilitesi açısından bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir.

Jiang ve diğerkleri [167], ortodontik mini-vida çapının optimum değerini belirlemek için SEA kullanmışlardır. Çalışma sonucu 1,5 mm'yi aşan çapın optimal biyomekanik seçim olduğu belirlenmiştir.

Gallas ve diğerkleri [168], dental implantların ortodontik ankraj olarak kullanıldığı modellerde implant ve kemiği SEA ile incelemişlerdir. Çalışma sonucu maksimum streslerin implantın servikal bölgesinde ve implatın etrafında bulunan marjinal kemikte yoğunlaştığı tespit edilmiştir.

Braketler ve ark teli dizaynı

Ghosh ve diğerkleri [169], altı farklı tasarıma sahip seramik braketlere uygulanan kuvvetler sonucu oluşan stresleri karşılaştırmak amacı ile SEA kullanmış, streslerin daha çok braketlerin köşelerinde ve kenarlarında yoğunlaştığını belirlemişlerdir.

Huang ve diğerkleri [170], SEA kullanarak konvansiyonel ve self ligating braketlerin tork değerlerini karşılaştırarak incelemişlerdir. Çalışmadan çıkan sonuca göre, self ligating braketin aktif klipsi tork değerini azaltmaktadır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada bukkal ve palatinal bölgeden uygulanan iki farklı mini-vida destekli molar distalizasyonu uygulaması ile oluşan stresler ve dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının incelenmesi, ayrıca bu uygulamalara ek olarak ikinci molarların mezyali ve distaline yapılan vertikal alveolar kortikotomilerin yarattığı farklılıkların karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalında planlanmış, Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir. Uygulanan molar distalizasyonu mekanikleri ve teknikleri konu ile ilgili literatürler [4, 9, 11, 26, 70, 71] temel alınarak planlanmıştır.

3.1. Geometrik Modelin Oluşturulması

Sonlu Elemanlar analizinin gerçekleştirilebilmesi için gerekli olan ilk adım incelenecek olan fiziksel yapıların geometrik modellerinin oluşturulmasıdır. Bu aşamada bilgisayarlı tomografi görüntülerinden, lazer yüzey tarayıcısı ile elde edilen verilerden, anatomik atlaslar ve konu ile ilgili daha önce yapılan çalışmalardan elde edilen bilgilerden yararlanılarak incelenecek olan yapıların sanal ortamda üç boyutlu modellenmesi gerçekleştirilmektedir. Modelleme gerçekleştirilirken yapıların materyal özellikleri (Elastisite Modülü, Poisson Oranı) programa tanımlanmamaktadır.

Üç boyutlu geometrik modelin oluşturulması ve düzenlenerek daha homojen hale getirilmesi için:

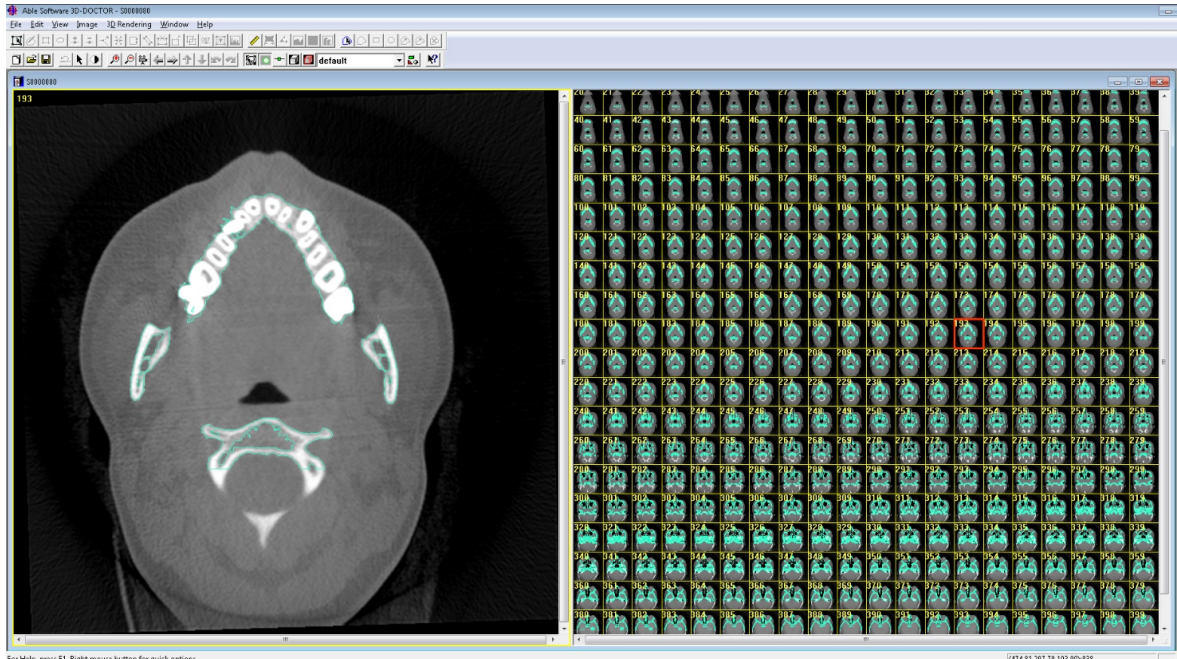
- Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayar,
- Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazı (Şekil 3.1).
- Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımı kullanılmıştır.



Şekil 3.1. Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Almanya) optik tarayıcı cihazı

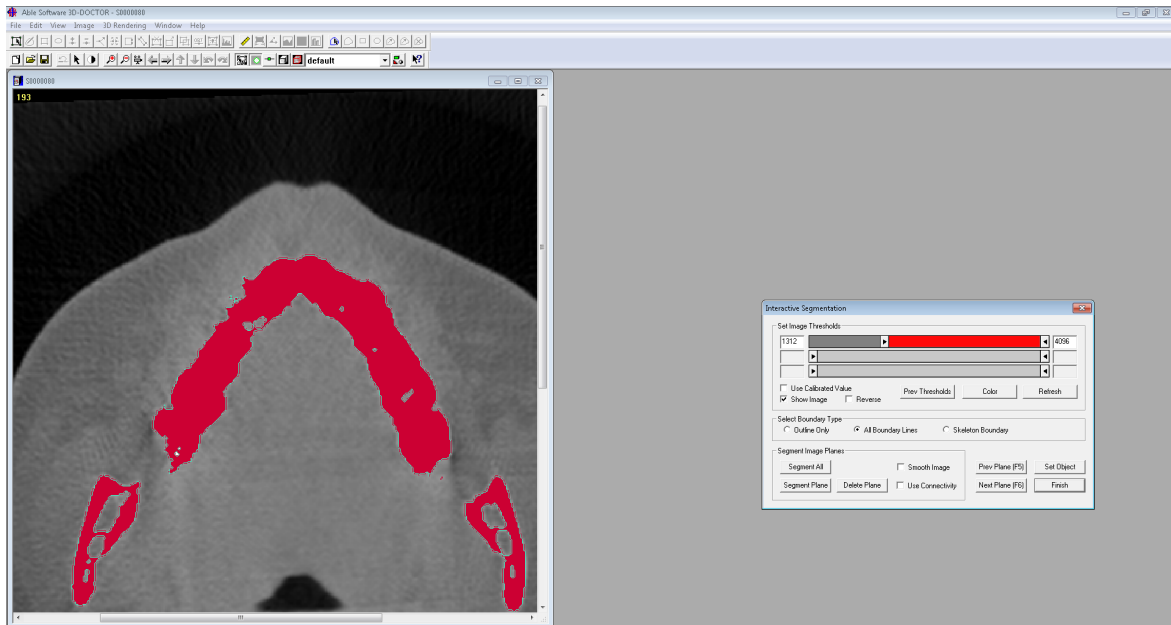
3.1.1. Maksiller kemik dokularının modellenmesi.

Maksiller kemik dokularının modellenmesi için, her hangi bir kranyofasiyal anomaliye sahip olmayan erişkin bir hastanın maksiller kemiği, Konik Hüzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) taranmıştır. Taramada 120 kvp, 3.8 mA’de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildikten sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir (Şekil 3.2).



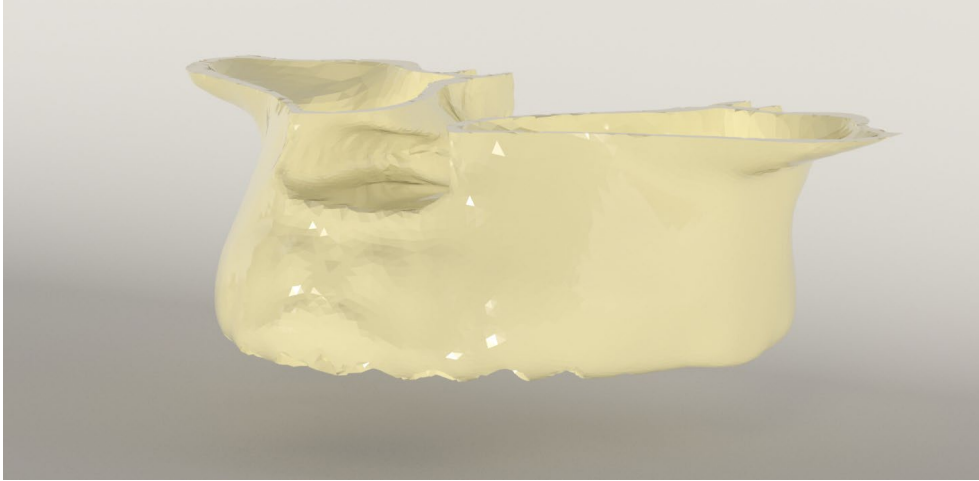
Şekil 3.2. Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA), 40 saniyelik tarama ile elde edilen 601 kesitlik görüntü

Rekonstrükte edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında 3D-Doctor (Able Software corp. MA, USA) yazılımına aktarılmış ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Ünitesi (HU) değerleri düzenlenerek kemik dokusu ayrıştırılmıştır (Şekil 3.3). HU, BT görüntülerinde dokuların rölatif yoğunluklarını objektif olarak değerlendirmek için kullanılan farklı dokulardan geçen x ışınlarının zayıflama değerlerinin sayısal olarak tanımlandığı Hounsfield skalasındaki her bir değeri ifade etmektedir. Hounsfield skalası temel olarak hava (HU = -1000) ve suya (HU= +1000) ait değerlere dayanır. Diğer dokuların yoğunluk değerleri bu iki değer ile ilişkili olarak -1000 HU ile +1000 HU arasında değişir [171].

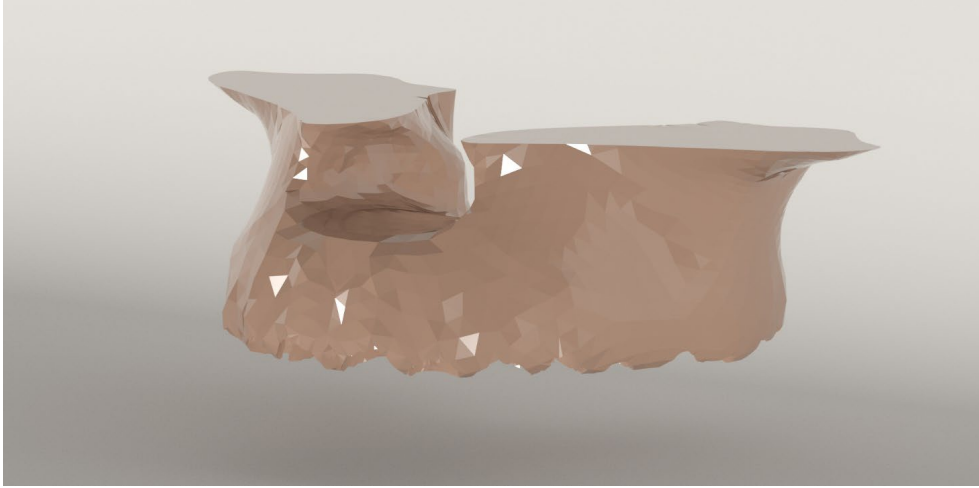


Şekil 3.3. “Interactive Segmentation” yöntemi ile kemik dokusunun ayrıştırılmasının görüntüsü

Bu aşamada kemik dokusundan offset komutu ile spongioz kemik elde edilmiş ve Yang[11] ve diğerlerinin yaptıkları çalışmada olduğu gibi kortikal kemik kalınlığı tüm maksillada 2 mm olarak düzenlenmiştir (Şekil 3.4, Şekil 3.5).



Şekil 3.4. Maksiller kortikal kemik görüntüsü



Şekil 3.5. Maksiller spongios kemik görüntüsü

3D-Doctor yazılımında ayrıştırma işlemi yapılmış görüntüler üzerinde “3d Complex Render” yöntemi ile yeniden biçimlendirme veya sadeleştirme gibi değişiklikler yapılarak üst çenenin üç boyutlu kemik modeli elde edilmiştir. Böylece maksillanın üç boyutlu kemik modeli 3D-Doctor programından .stl formatında export edilerek ‘‘Rhinoceros 4.0’’ modelleme yazılımına aktarılmıştır.

3.1.2. Dişlerin ve PDL’nin modellenmesi.

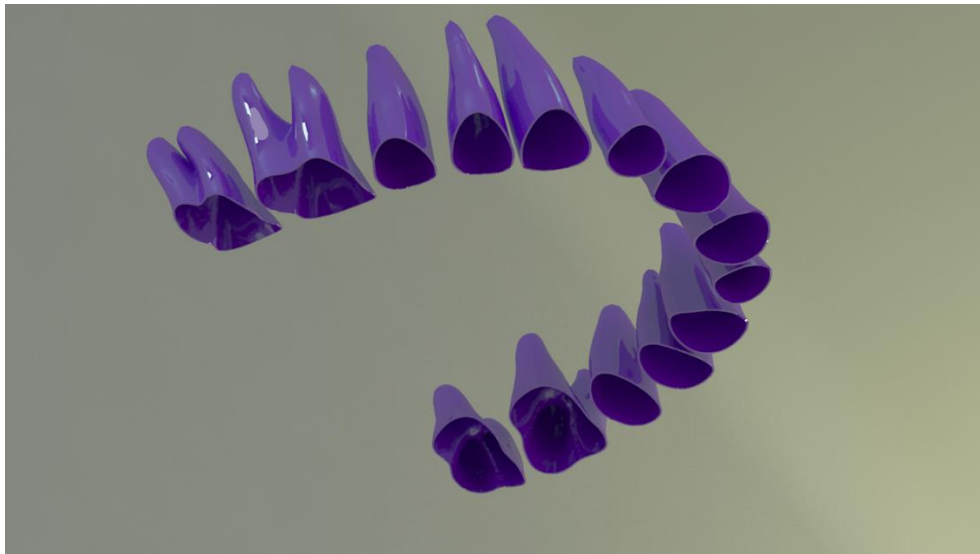
Üç boyutlu diş modelleri, Wheeler [172] atlasındaki anatomik bilgilere dayanılarak, alçıdan yapılan modellerin Activity 880 optik tarayıcısında taranmasıyla elde edilmiştir. 20

yaş dişleri modellemeye dahil edilmemiştir. Tarama sonucu elde edilen görüntüler Rhinoceros 4.0 programında modellenmiştir (Şekil 3.6).

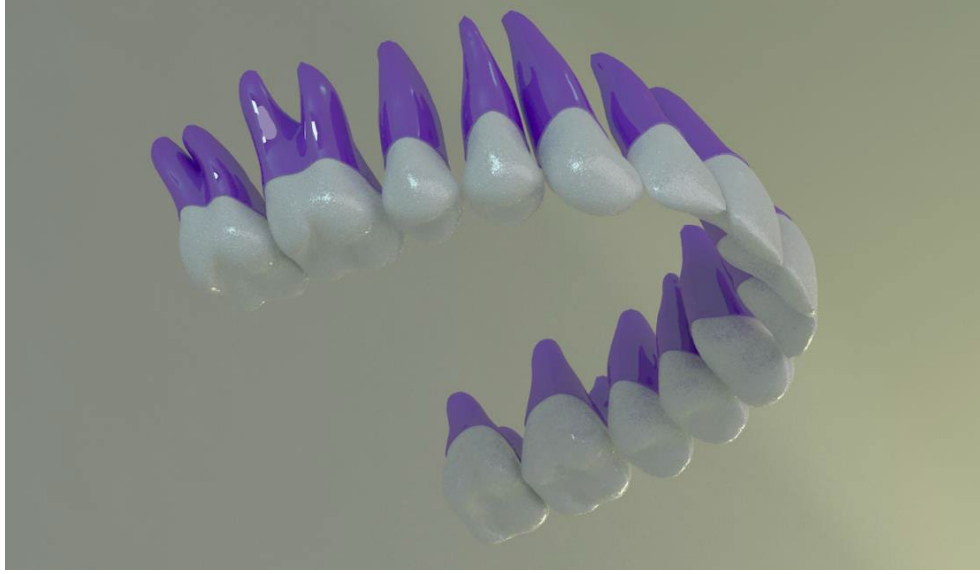


Şekil 3.6. Modellenmiş maksiller dişlerin görüntüsü

Dişli üst çene modellerinde dişlerin kortikal kemik içerisinde kalan kısımlarının yüzeylerine “Slice” ve “Boolean” işlemleri uygulanarak ayrıştırma yapılması sonucu Yang[11] ve diğerlerinin yaptıkları çalışmada olduğu gibi 0,20 mm kalınlığında unifrom PDL eklenmiş ve daha sonra diş modelleri PDL katmanı içerisinde konumlandırılmıştır (Şekil 3.7, Şekil 3.8).

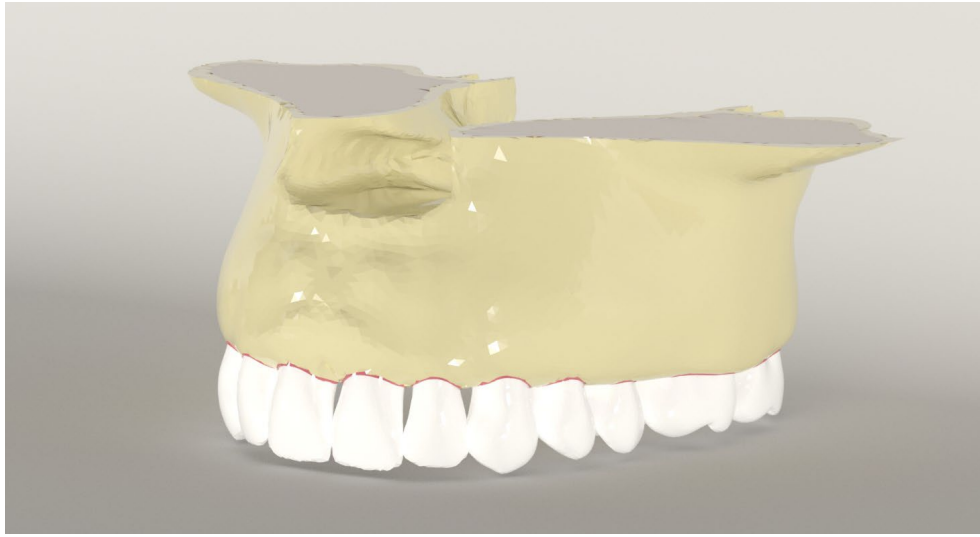


Şekil 3.7. Modellenmiş dişlere ait PDL görüntüsü



Şekil 3.8. Modellenmiş Dişler ve PDL'nin birlikte görüntüsü

Son olarak dental bölge ile kemik bölge entegrasyonu sağlandıktan sonra, model standardize edilerek tam dişli çalışma modeli elde edilmiştir (Şekil 3.9).



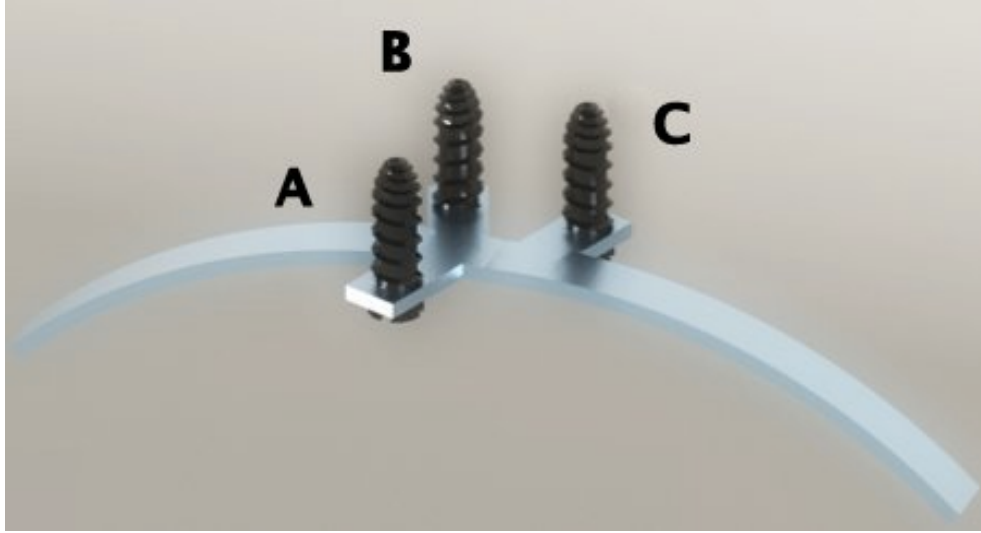
Şekil 3.9. Tam dişli çalışma modelinin görüntüsü

3.1.3. Molar distalizasyonu mekaniklerini oluşturan yapıların modellenmesi

Elde edilen çalışma modellerine iki farklı mini-vida destekli distalizasyon mekanizması eklenerek modelleme yapılmıştır:

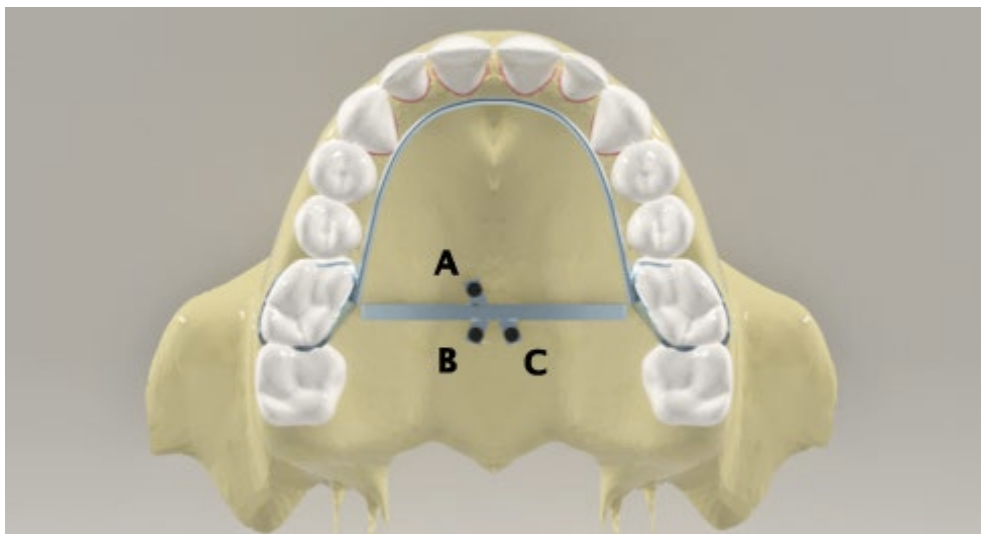
Palatinal bölgeden kuvvet uygulayan molar distalizasyonu mekaniğinin modellenmesi

Modifiye Palatal Ankraj Plağı (Jeil Medical, Seoul, Korea) uzunluğu 8 mm, çapı 2 mm olan 3 adet self-dril mini-vida (Jeil Medical, Seoul, Korea) yardımı ile antero-posterior yönde birinci molar dişler hizasında, paramedian palatinal bölgeye uyumlanacak şekilde modellenmiştir (Şekil 3.10).



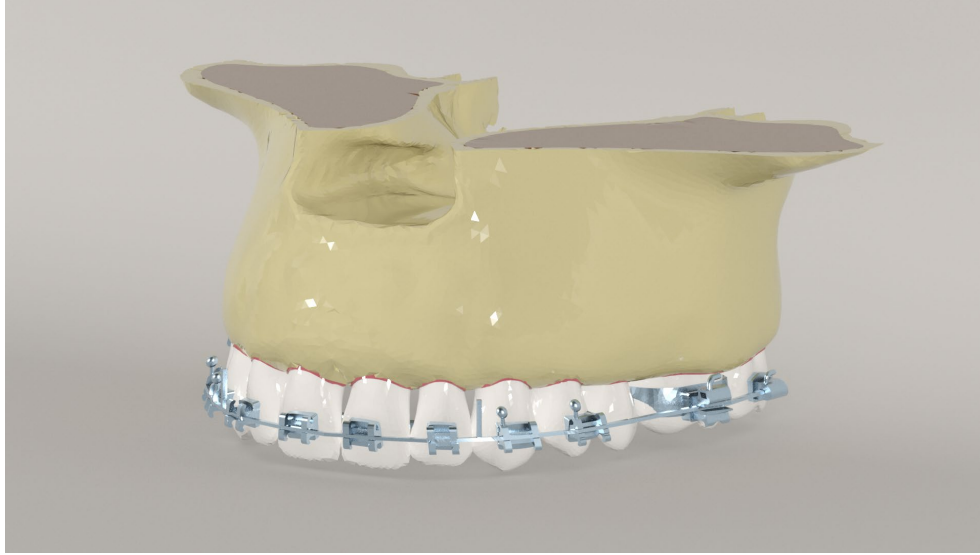
Şekil 3.10. Modifiye Palatal Ankraj Plağı ve mini vidaların görüntüsü

Maksiller birinci molar dişlere yerleştirilen bantlar ve bu bantları birbirine birleştiren 1 mm çapındaki paslanmaz çelik telden yapılan palatal bar maksiller anterior dişlerin lingual gingival marjinleri hizasından seyredecek şekilde modele uyumlanmıştır (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. MPAP apareyinin çalışma modeli ile birlikte oklüzalden görüntüsü

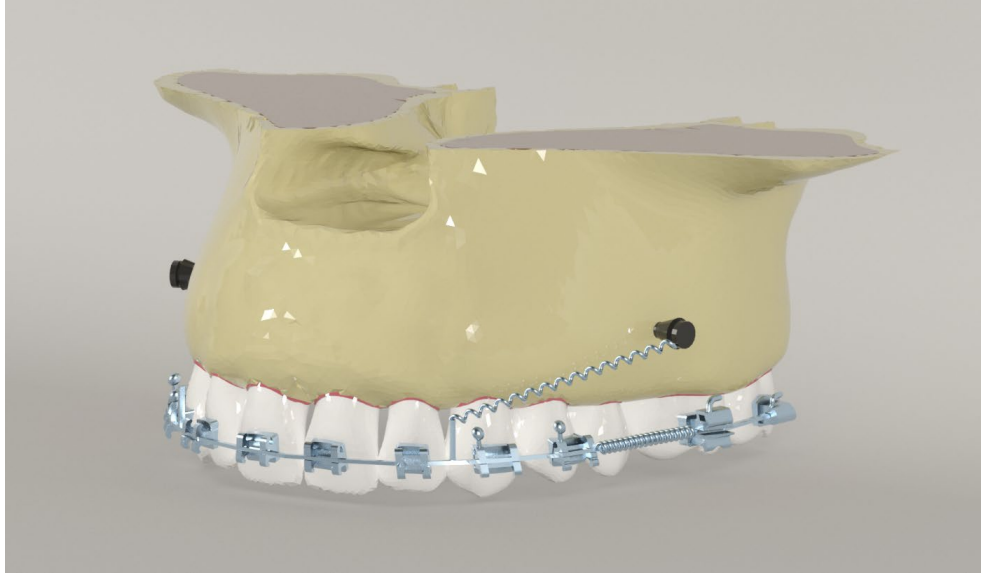
0,022’’ slotlu Roth braketler, ikinci molar tüpleri (Ormco Corp. Orange, CA, USA) ve 0,019’’ x 0.025’’ paslanmaz çelik ark teli çalışma modeline eklenmiştir [9] (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Palatinal bölgeden kuvvet uygulayan molar distalizasyonu mekaniğinin çalışma modeli ile birlikte görüntüsü

Bukkal bölgeden kuvvet uygulayan molar distalizasyonu mekaniği

Elde edilen tam dişli modele ikinci premolar dişler haricindeki tüm maksiller dişlere 0,022’’ slotlu Roth braketler ve 0,019’’ x 0,025’’ paslanmaz çelik ark teli eklenmiştir. Distalizasyon kuvveti oluşturması amacıyla birinci premolar ve birinci molar dişler arasında açık yay yerleştirilmiştir. Anterior dişlerin labiyale hareketini engellemek amacıyla ikinci premolar ve birinci molar dişlerin kökleri arasına 90° açıyla yerleştirilen uzunluğu 8 mm çapı 1,5 mm olan mini-vida (Spider screw, HDC Company, Sarcedo, Italy) ile ark teli üzerinde lateral ve kanin dişler arasında yer alan uzunluğu 4 mm, kalınlığı 0,8 mm olan çengel arasına yerleştirilen kapalı yay modele eklenmiştir [9, 71] (Şekil 3.13.).



Şekil 3.13. Bukkal bölgeden kuvvet uygulayan molar distalizasyonu mekaniğinin çalışma modeli ile birlikte görüntüsü

Yapılan modellemeler Rhinoceros 4.0 yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve modelleme işlemi tamamlanmıştır.

3.1.4. Senaryoların oluşturulması

Çalışmada yukarıda bahsedilen iki farklı molar distalizasyonu mekaniği modellerine ek olarak molar distalizasyonunu kolaylaştırmak amaçlı vertikal alveolar kortikotomi kesileri yapılmış veya herhangi bir kortikotomi yapılmamış dört farklı senaryo oluşturulmuştur.

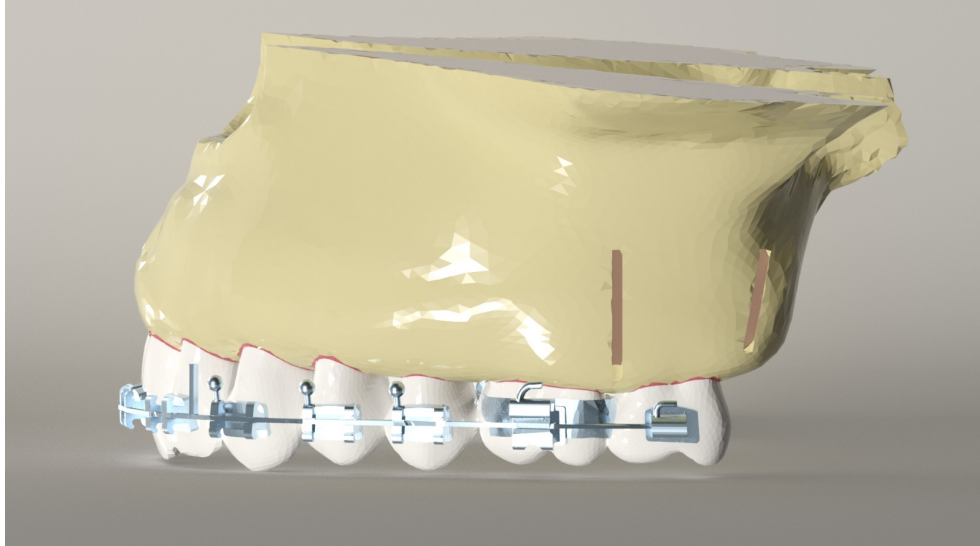
Birinci senaryonun oluşturulması

Birinci senaryoda analiz için hazırlanan palatinal bölgeden distalizasyon kuvveti uygulayan MPAP modeli üzerine herhangi bir kortikotomi kesisi eklenmeden kuvvet uygulaması simülasyonu yapılmıştır.

İkinci senaryonun oluşturulması

İkinci senaryoda birinci senaryodan farklı olarak molar distalizasyonunu kolaylaştırmak amaçlı kortikotomi kesileri modele eklenmiştir. Bu amaçla her iki ikinci molar dişin hem mezialine hem de distaline olmak üzere toplam 4 adet vertikal alveolar kortikotomi hatları oluşturulmuştur (Şekil 3.14). Vertikal kortikotomi kesileri alveolar kret tepesinin 2

mm uzağından başlayıp kök uçlarının 2 mm üzerine kadar yapılmıştır. 0.8 mm kalınlığa ve 2 mm derinliğe sahip olan kesi hatları sadece kortikal kemik katmanı ile sınırlı tutularak spongios kemiğe müdahale edilmemiştir.



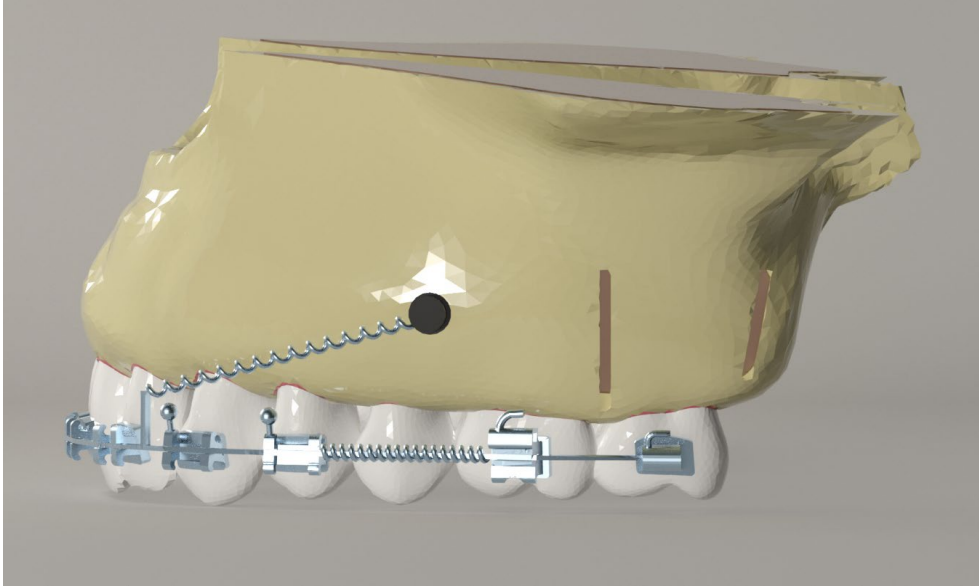
Şekil 3.14. Palatinalden kuvvet uygulayan molar distalizasyonu modelinin kortikotomi kesileri eklenmiş görüntüsü (ikinci senaryo)

Üçüncü senaryonun oluşturulması

Üçüncü senaryoda analiz için hazırlanan bukkal bölgeden kuvvet uygulayan molar distalizasyonu mekaniği modeli üzerine herhangi bir kortikotomi kesisi eklenmeden kuvvet uygulaması simülasyonu yapılmıştır.

Dördüncü senaryonun oluşturulması

Dördüncü senaryoda üçüncü senaryodan farklı olarak kortikotomi kesileri ikinci senaryoda anlatıldığı gibi modele eklenerek kuvvet uygulaması yapılmıştır (Şekil 3.15).



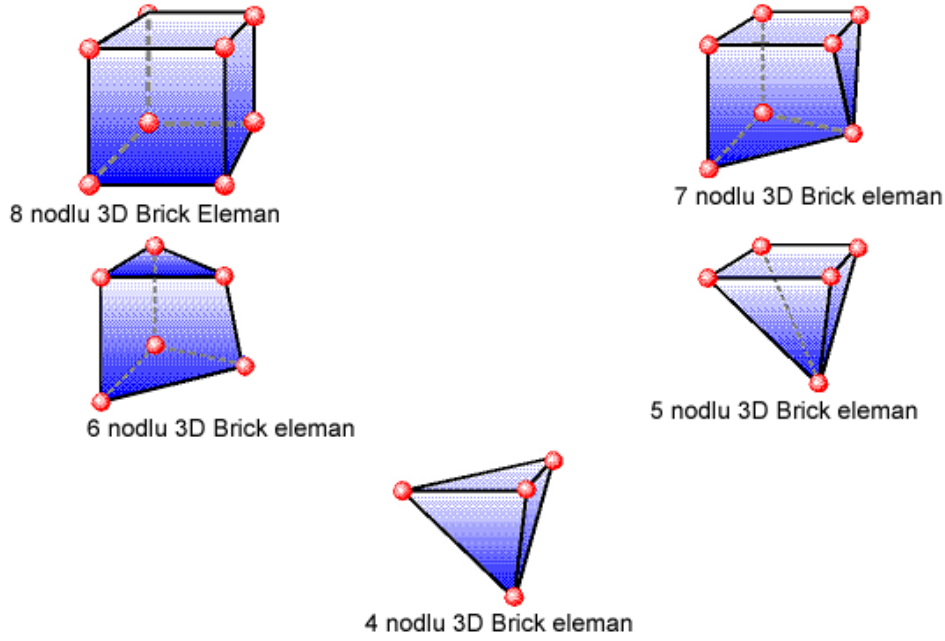
Şekil 3.15. Bukkalden kuvvet uygulayan molar distalizasyonu modelinin Kortikotomi kesileri eklenmiş görüntüsü (dördüncü senaryo)

3.1.5. Geometrik modellerin sonlu elemanlar modellerine dönüştürülmesi

Geometrik modeller oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri için:

- VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) analiz programından
- stl formatında Algor (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) yazılımından yararlanılmıştır.

Algor yazılımı ile modeller Bricks ve Tetrahedra modelleme sisteminde katı modele çevrilmiştir. Bu yazılımın özelliği mümkün olduğu kadar 8 nodlu elemanlar kullanmaktır. Ancak, 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar da kullanılmaktadır (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. Algor yazılımında kullanılan eleman çeşitlerinin görüntüsü

3.1.6. Malzeme özelliklerinin tanımlanması

Çalışmada oluşturulan tüm modellerdeki yapılar lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin her elemanda benzer olduğu anlamına gelmektedir. Materyalin izotropik olması ise, yapısal elemanın her yönünde materyal özelliklerinin aynı olduğunu göstermektedir. Lineer elastisite; yapının uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Çalışmada modellenen yapılara ait Elastisite modülleri ve Poisson oranları Çizelge 3.1’de, modellerin düğüm ve eleman sayıları ise Çizelge 3.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan yapıların malzeme özellikleri (elastisite modülü ve Poisson oranları)

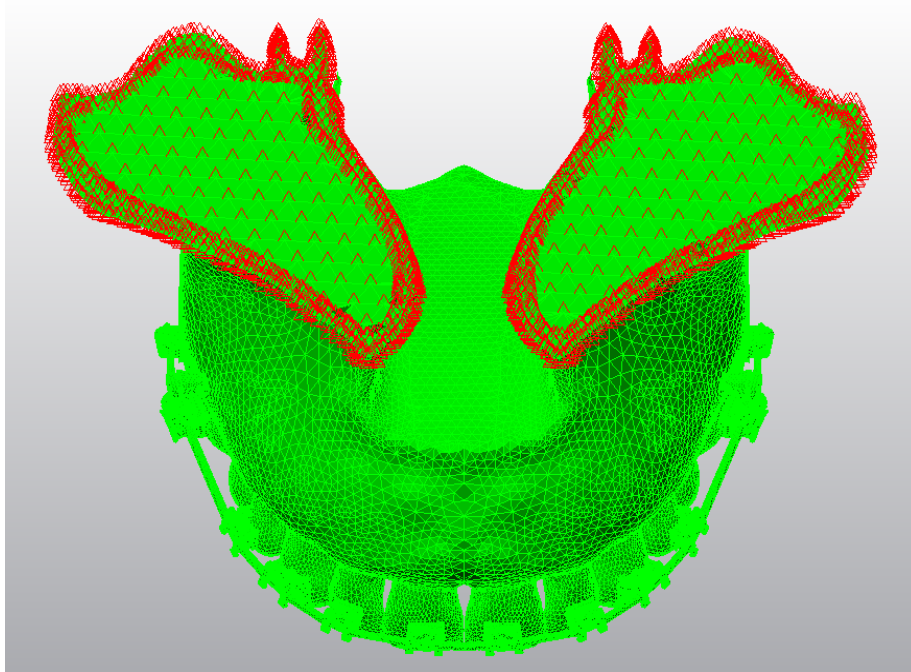
Set adı	Elastisite modülü (GPa)	Poisson oranı	Referanslar
Spongioz kemik	0,97	0,30	Aversa[173]
Kortikal kemik	10,7	0,30	Aversa [173]
Dişler	20,7	0,30	Lee ve Baek[174]
PDL	0,05	0,45	Lin[175]
Paslanmaz çelik malzemeler	200	0,30	Canales[176]
Mini-vidalar	110	0,33	Natali[177]

Çizelge 3.2. Çalışmada oluşturulan modellerde kullanılan düğüm ve eleman sayıları

	Düğüm sayısı	Eleman sayısı
1. Senaryo	146968	563394
2. Senaryo	150059	576519
3. Senaryo	174284	688449
4. Senaryo	178019	702847

3.1.7. Sınır Koşullarının tanımlanması

Çalışmamızda oluşturulan tüm modellerde sirkummaksiller süturların üst ve arka bölgesinde her DOF (Degree Of Freedom)'da '0' harekete sahip olacak şekilde sabitleme yapılmıştır (Şekil 3.17). Sabit kabul edilen bu bölgeler analiz yapılacak bölgelerden uzakta seçilmiştir.



Şekil 3.17. Modellerin sabitlenmesinin görüntüsü

Oluşturulan tüm modellerde dişler ve braketler tamamen hareketsiz şekilde birleştirilerek modellenirken, braketler ile ark teli arasındaki ilişki 'sürtünmesiz translasyonel birleşim', yani braketlerin ark teli üzerinde kaymasına izin verecek şekilde ayarlanmıştır. Alveolar

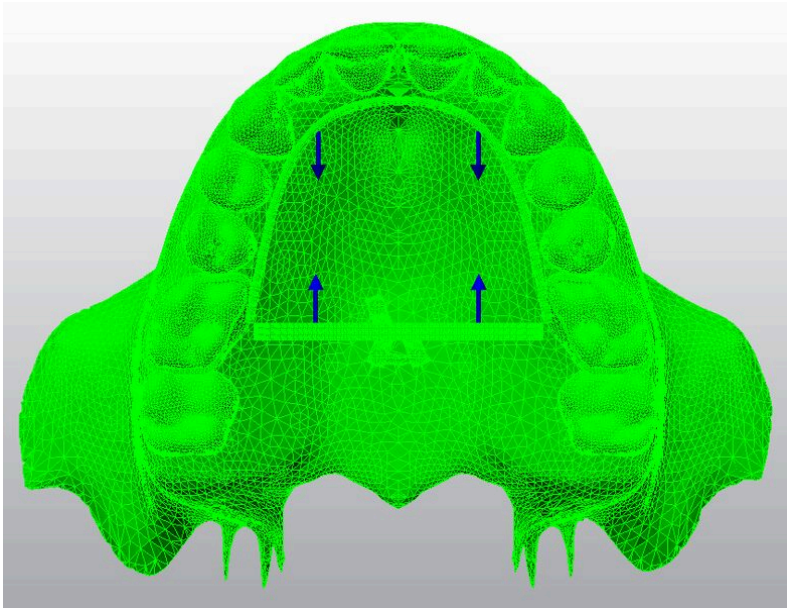
kemik ile PDL arasındaki bağlantı hareketli olarak tanımlandığı halde, PDL ile diş kökleri arasında tamamen hareketsiz şekilde birleştirilmiştir. Mini-vidalarla kemik yapıları arasında da tamamen hareketsiz birleşme tanımlanmıştır.

3.1.8. Kuvvet uygulamasının yapılması

Oluşturulan 4 farklı modelde ve 2 farklı kuvvet yüklemesi koşulunda toplam 4 analiz gerçekleştirilmiştir :

Birinci ve ikinci senaryolarda palatal plağın vertikal yönde molar dişlerin trifurkasyon bölgesi hizasından, palatal barın lateral dişler bölgesine kuvvet uygulaması simüle edilmiştir (Şekil 3.18).

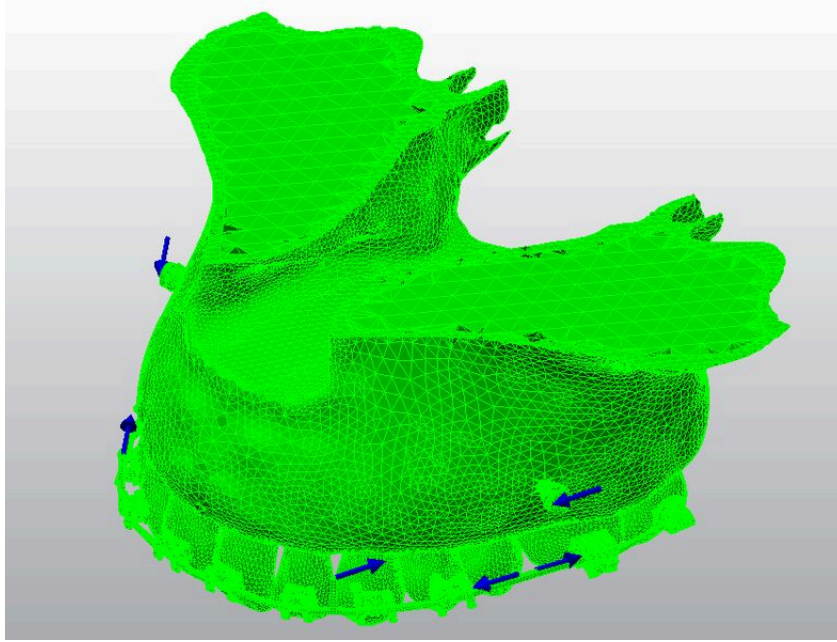
MPAP apareyi ile ilgili yapılan çalışmalar dikkate alınarak oklüzal düzleme paralel distal yönlü sağ ve sol taraf için 150'şer g kuvvet uygulaması yapılmıştır [4, 81, 83, 178].



Şekil 3.18. Birinci ve ikinci senaryolara ait kuvvet simülasyonlarının görüntüsü

Üçüncü ve dördüncü senaryolarda bu yöntemin uygulandığı çalışmalarda belirtildiği üzere distalizasyon kuvveti oluşturması amacıyla birinci premeolar ve birinci molar dişler arasına yerleştirilen açık yayın oluşturduğu 150 g kuvvet simülasyonu yapılmıştır[9, 71]. Ayrıca, bu modellerde anterior segmentin ankrajını artırmak amacıyla bukkal mini-vidadan

ark telinin anterior kısmında bulunan çengellere uygulanan kapalı yayın oluşturduğu 150 g kuvvet yüklemesi yapılmıştır. (Şekil 3.19).



Şekil 3.19. Üçüncü ve dördüncü senaryolara ait kuvvet simülasyonlarının görüntüsü

SEA sonucu elde edilen değerlerin, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıkması nedeniyle istatistiksel analizler yapılmamaktadır.

4. BULGULAR

Bu çalışmada SEA ile oluşturulan her dört senaryo için kuvvetin ilk uygulama anında değerlendirilen parametreler şunlardır:

1. Stres değerleri

- Bukkal kortikal kemikte oluşan Von Mises stresler
- Bukkal spongioz kemikte oluşan Von Mises stresler
- Birinci molarlarda oluşan Von Mises ve asal stresler
- Birinci molarların etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises ve asal stresler

2. Dişlerin yer değiştirme değerleri

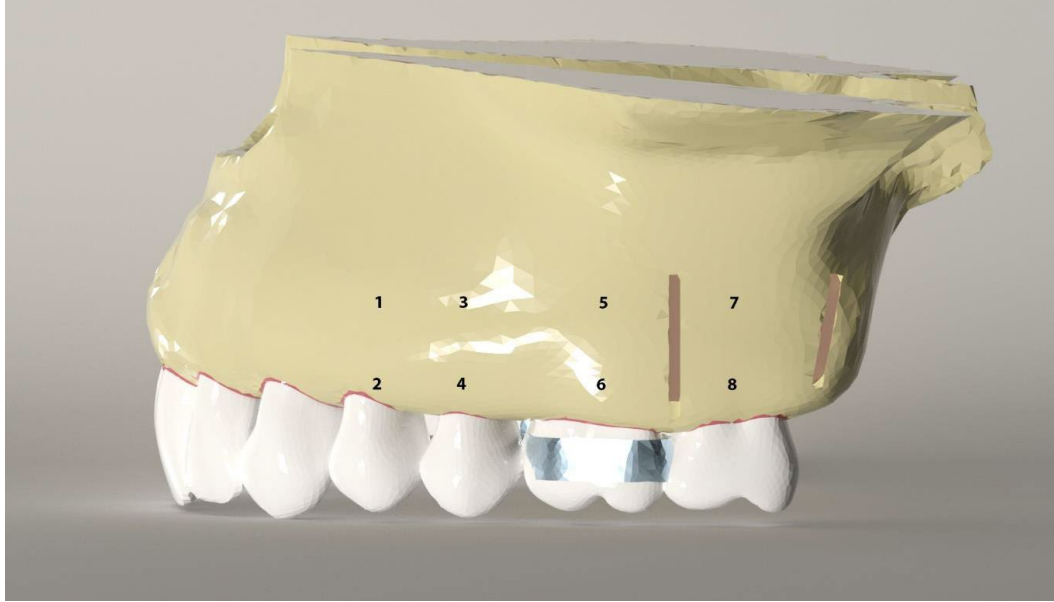
1. Birinci molarlardaki transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirmeler.

SEA ile elde edilen Von Mises stres değerleri ve dişlerdeki yer değiştirme miktarlarına ait bulgular, bir renk skalasına göre görselleştirilerek kaydedilmektedir. Bu bağlamda, görsellerdeki kırmızı renkli alanlar Von Mises streslerinin en yüksek değerlere sahip olduğu alanları gösterirken, mavi renkli alanlar ise en düşük stres alanlarını ifade etmektedir.

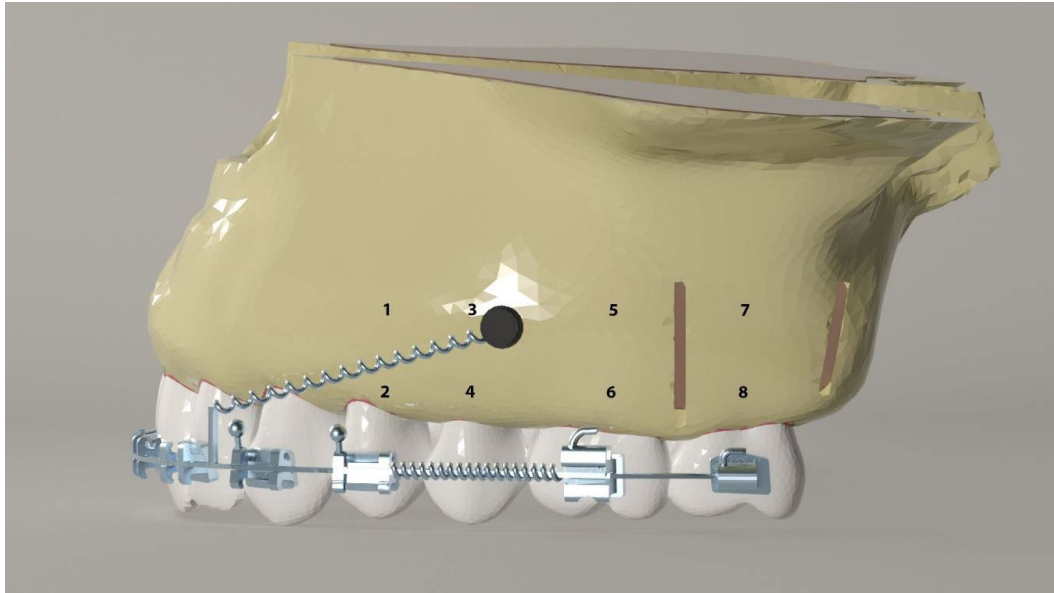
Dişlerdeki sagittal, transversal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarlarını gösteren görsellerde ise, kırmızı renkle gösterilen alanlar kuvvet yönündeki en yüksek yer değiştirmeyi gösterirken, mavi alanlar ise kuvvet yönüne zıt yöndeki yer değiştirmeyi göstermektedir. Görsellerde yer alan yeşil veya sarı renkli alanlar ise kuvvet yönündeki en düşük yer değiştirme miktarını göstermektedir. Çalışmamızda görsellerin sağ alt kısımlarında eksenleri gösteren oklar yer alırken, “X” eksenini transversal yönü, “Y” eksenini sagittal yönü, “Z” eksenini ise vertikal yönü ifade etmektedir. Yani “X” ekseninde artı (+) değerler bukkale hareketi, eksi (-) değerler palatine hareketi, “Y” ekseninde artı (+) değerler distale hareketi, eksi (-) değerler meziale hareketi, “Z” ekseninde artı (+) değerler intrüzyon hareketini, eksi (-) değerler ekstrüzyon hareketini ifade etmektedir.

Diğer bölgelere kıyasla daha yoğun stres bölgeleri olan premolar ve molar dişler bölgesinde kortikal ve spongioz kemikteki stres değerlerini incelemek amacı ile

çalışmamızda alveolar kortikal kemiğin vestibül yüzeyinde her dört model için aynı olan 8 adet nokta belirlenmiştir (Şekil 4.1, 4.2), (Çizelge 4.1).



Şekil 4.1. Birinci ve ikinci senaryolarda kemik üzerindeki belirlenmiş noktalar



Şekil 4.2. Üçüncü ve dördüncü senaryolarda kemik üzerindeki belirlenmiş noktalar

Çizelge 4.1. Kemik üzerindeki belirlenmiş noktaların tanımlanması

1	Birinci premoların kök uçları hızası
2	Birinci premoların marjinal sırt hızası
3	İkinci premoların kök uçları hızası
4	İkinci premoların marjinal sırt hızası
5	Birinci moların kök uçları hızası
6	Birinci moların marjinal sırt hızası
7	İkinci moların kök uçları hızası
8	İkinci moların marjinal sırt hızası

Dişlerin yer değiştirme miktarları ise tüberkül tepeleri ve kök uçlarındaki ölçümler dikkate alınarak değerlendirilmiştir.

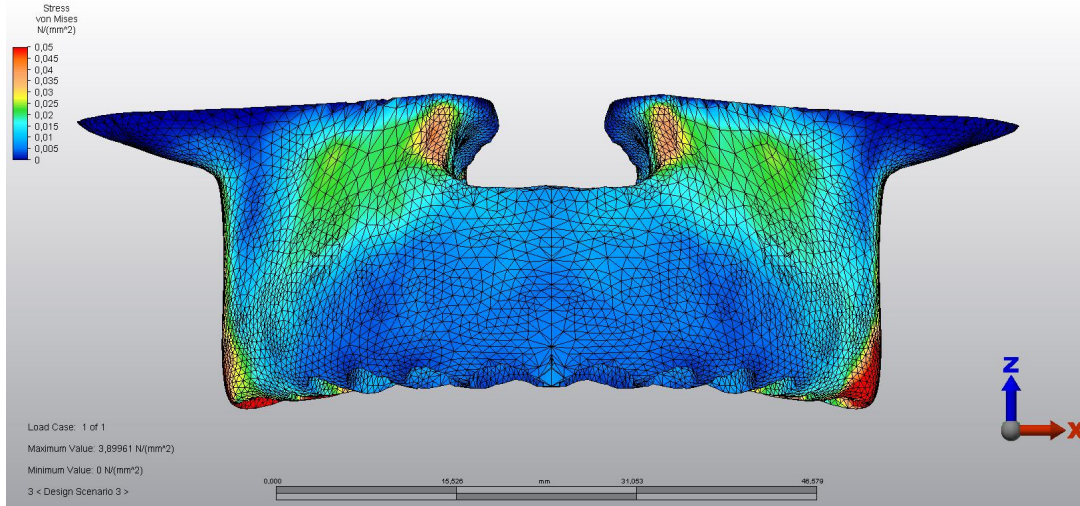
Çalışmamızda stres bulguları için N/mm^2 , yer değiştirme bulguları için ise milimetre (mm) ölçü birimleri kullanılmıştır.

4.1. Kortikal Kemikte Oluşan Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

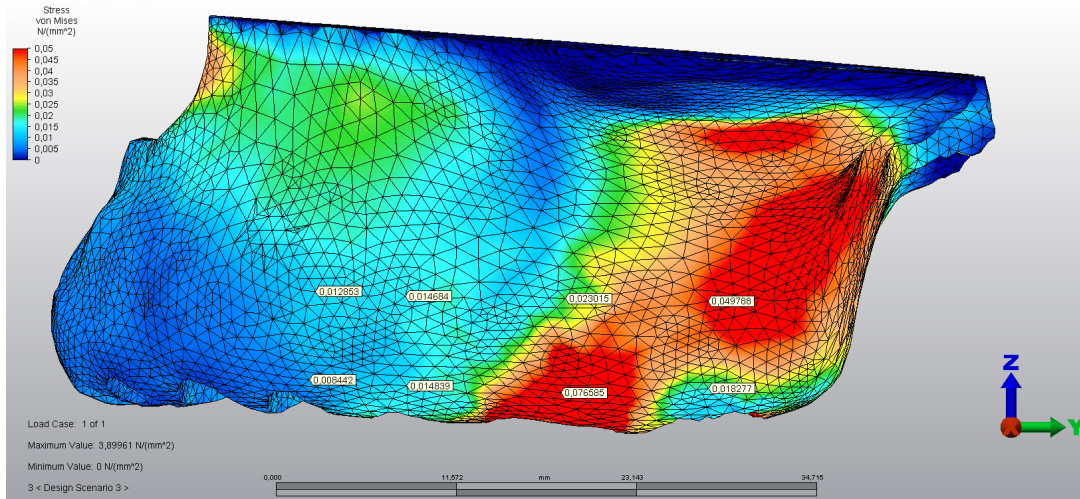
4.1.1. Birinci senaryo

Şekil 4.3'te önden ve şekil 4.4'te bukkalden olmak üzere iki ayrı açıdan kortikal kemik üzerinde oluşan Von Misses stres dağılımları görülmektedir. En yoğun stresler birinci molar dişin çevresindeki ve ikinci molar dişin kökü hizasında oluşurken, keserler ve kanin dişlerin çevresindeki bölgelerdeki stresler en düşük değerlerdedir.

Şekil 4.4'e diğer bölgelere kıyasla daha yoğun stres bölgeleri olan premolar ve molar dişlerin etrafındaki numaralandırılmış bölgeler ele alındığında, Von Mises stres değeri $7,6 \times 10^{-2} N/mm^2$ ile en yüksek değer 6 no'lu noktada yani birinci moların marjinal sırt hizasında olduğu görülürken, en düşük stres değeri 2 no'lu noktada yani birinci premoların marjinal sırt hizasında $0,8 \times 10^{-2} N/mm^2$ olduğu görülmektedir (Çizelge 4.2)



Şekil 4.3. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının önden görüntüsü



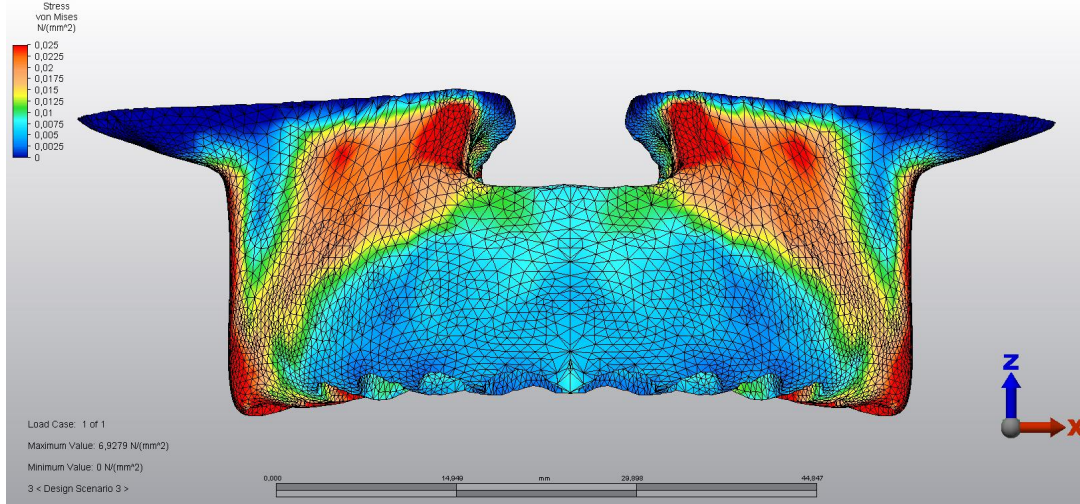
Şekil 4.4. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü

4.1.2. İkinci senaryo

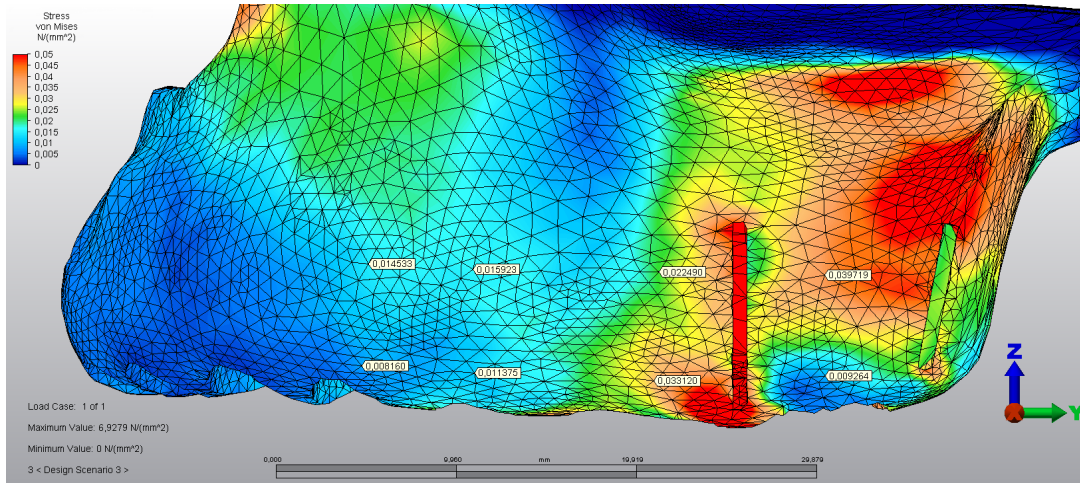
Şekil 4.5'te önden ve şekil 4.6'da yandan olmak üzere iki ayrı açıdan kortikal kemik üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları görülmektedir. En yoğun stres birinci molar dişin çevresi ve ikinci moların kök ucu hizasının üstünde kalan kortikal kemikte görülmektedir. Keserler ve kanin dişlerin hemen üstünde kalan bölgede ise stresler en düşük miktarlardadır. İkinci senaryoda birinci senaryoya göre en yüksek Von Mises stressi değerlerinde azalma görülmüştür.

Şekil 4.6'da diğer bölgelere kıyasla daha yoğun stres bölgeleri olan premolar ve molar dişlerin etrafındaki numaralandırılmış bölgeler ele alındığında, Von Mises stres değeri **3,9**

10^{-2} N/mm^2 ile en yüksek değer 7 no 'lu noktada yani ikinci moların kök uçları hizasında olduğu görülürken, en düşük stres değeri 2 no'lu noktada yani birinci premoların marjinal sırt hizasında $0,8 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ olduğu görülmektedir (Çizelge 4.2).



Şekil 4.5. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının önden görüntüsü



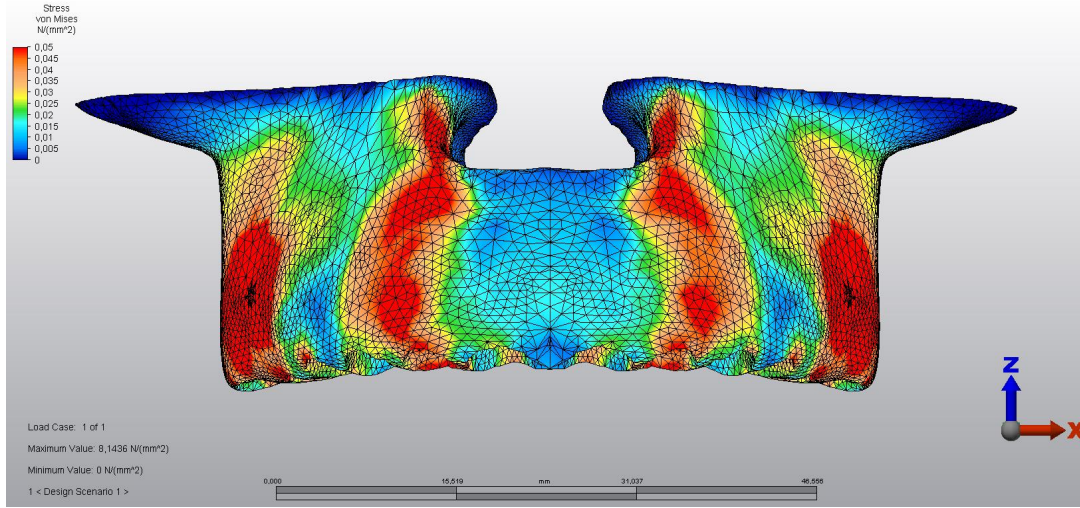
Şekil 4.6. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü

4.1.3. Üçüncü senaryo

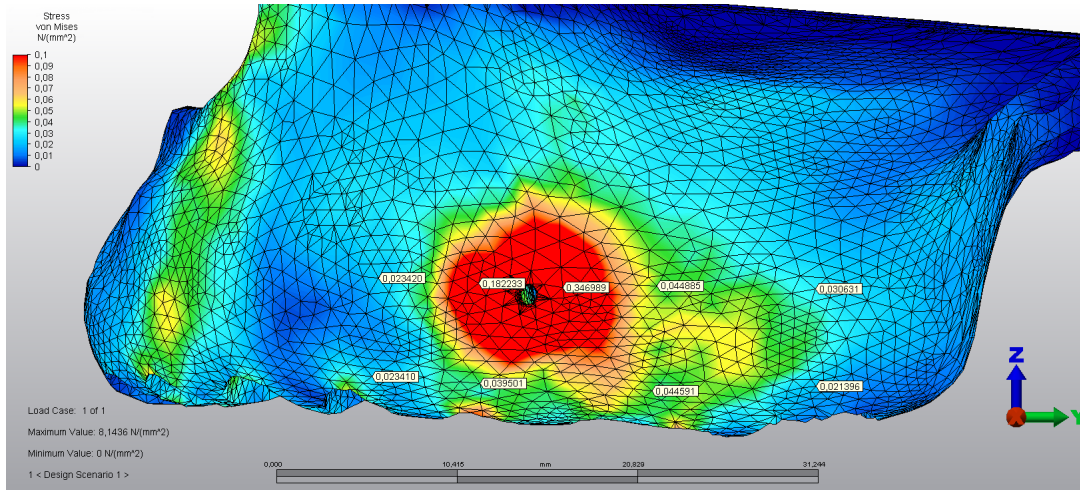
Şekil 4.7'de önden ve şekil 4.8'de yandan olmak üzere iki ayrı açıdan kortikal kemik üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları görülmektedir.

Bu senaryoda en yüksek streslerin daha çok bukkal mini-vidanın çevresindeki kemik yapılarında yoğunlaştığı görülmektedir.

Şekil 4.8’de diğer bölgelere kıyasla daha yoğun stres bölgeleri olan premolar ve molar dişlerin etrafındaki numaralandırılmış bölgeler ele alındığında, en yüksek Von Mises stres değeri $18,2 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ ile 3 no’lu noktada yani ikinci premoların kök ucu hizasında olduğu görülürken, en düşük stres değeri 8 no’lu noktada yani ikinci moların marjinal sırt hizasında $2,1 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ olduğu görülmektedir (Çizelge 4.3).



Şekil 4.7. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının önden görüntüsü



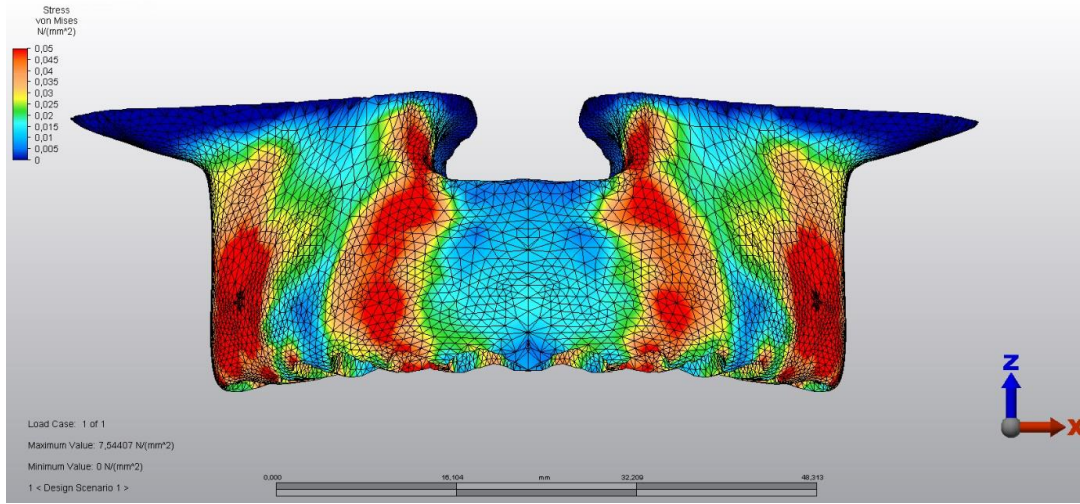
Şekil 4.8. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü

4.1.4. Dördüncü senaryo

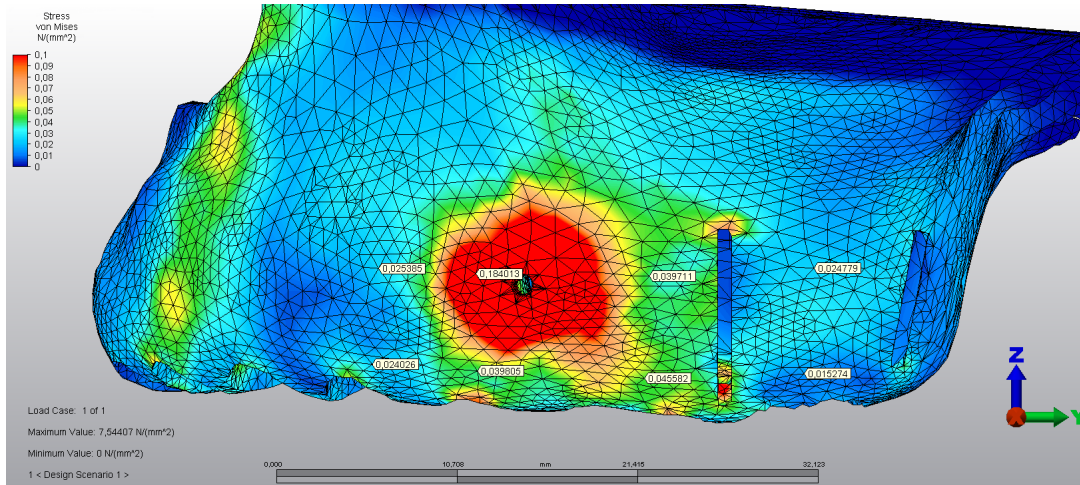
Şekil 4.9’da önden ve şekil 4.10’da yandan olmak üzere iki ayrı açıdan kortikal kemik üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları görülmektedir.

Bu senaryoda da üçüncü senaryoda olduğu gibi en yüksek streslerin daha çok bukkal mini-vidanın çevresindeki kemik yapılarda yoğunlaştığı görülmektedir.

Şekil 4.10'da diğer bölgelere kıyasla daha yoğun stres bölgeleri olan premolar ve molar dişlerin etrafındaki numaralandırılmış bölgeler ele alındığında, en yüksek Von Mises stres değeri $18,4 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ ile değer 3 no'lu noktada yani ikinci premoların kök ucu hizasında olduğu görülmürken, en düşük stres değeri 8 no'lu noktada yani ikinci moların marjinal sırt hizasında $1,5 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ olduğu görülmektedir (Çizelge 4.3).



Şekil 4.9. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının önden görüntüsü

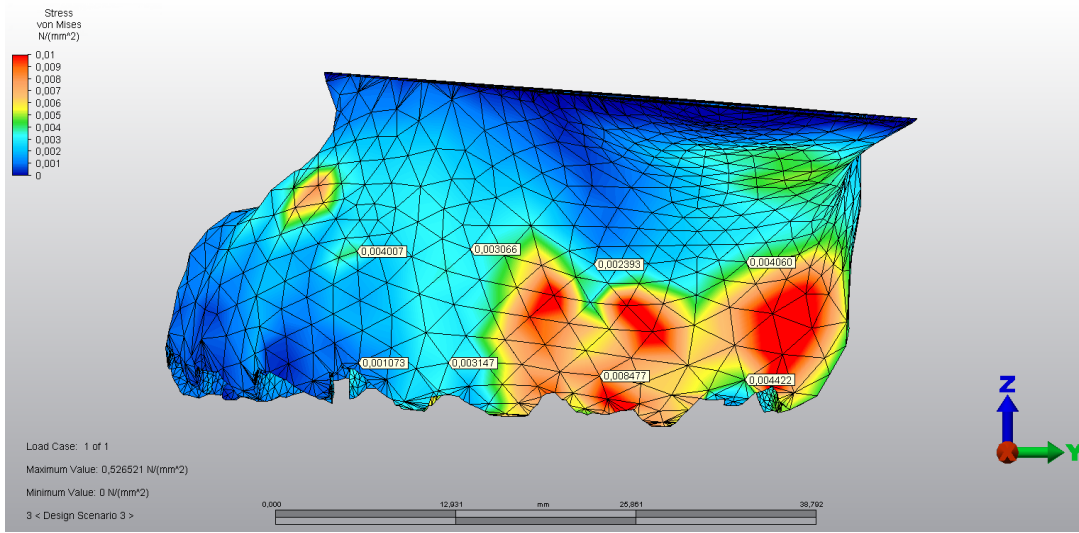


Şekil 4.10. Kortikal kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü

4.2. Spongioz kemikte oluşan Von Mises streslerin değerlendirilmesi

4.2.1. Birinci Senaryo

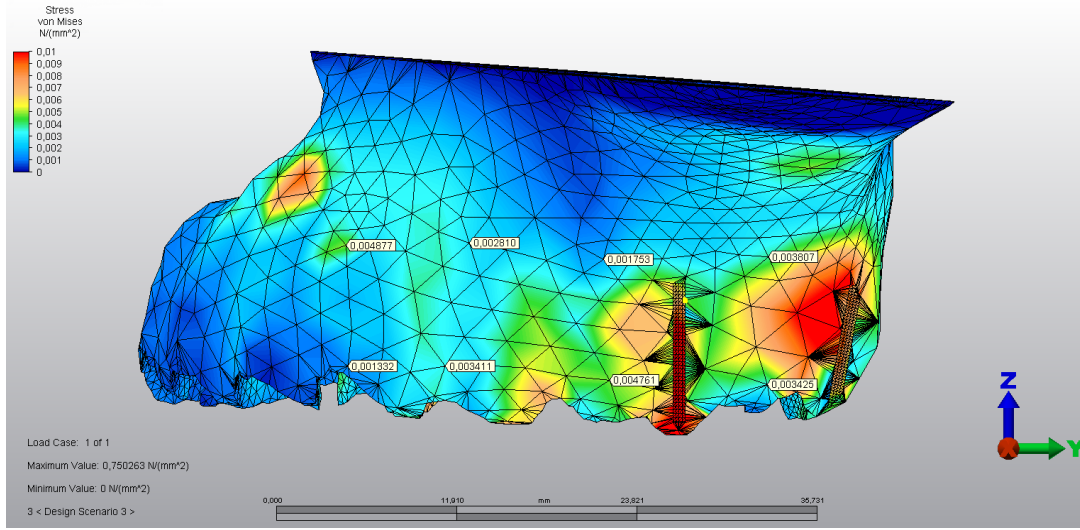
Spongioz kemikteki Von Mises stres dağılımları incelendiğinde en yoğun stresler birinci ve ikinci molar dişlerin çevresinde görülürken en yüksek stres değeri $0,8 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ ile 6 No'lu noktada yani birinci moların marjinal sırt hizasında görülmektedir (şekil 4.11), (izelge 4.2).



şekil 4.11. Spongioz kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü

4.2.2. İkinci senaryo

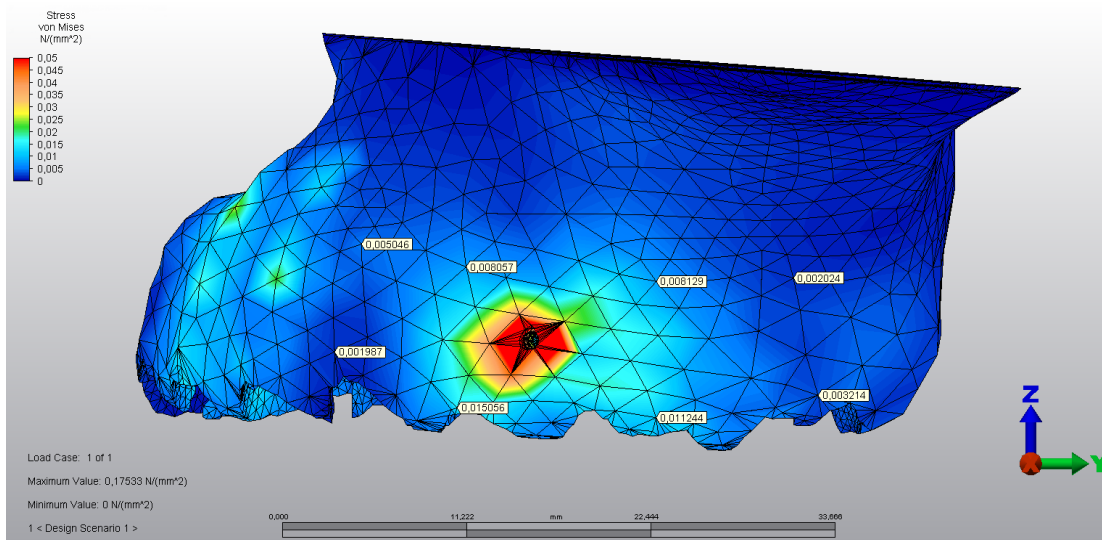
Spongioz kemikteki Von Mises stres dağılımları incelendiğinde stres değerlerinin birinci senaryoya göre azaldığı görülse de en yoğun stres değerleri birinci senaryoda olduğu gibi birinci ve ikinci molar dişlerin çevresindeki kemikte görülürken, en yüksek stres değeri $0,4 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ ile 6 No'lu noktada yani birinci moların marjinal sırt hizasında görülmektedir (şekil 4.12), (izelge 4.2).



Şekil 4.12. Spongioz kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü

4.2.3. Üçüncü senaryo

Spongioz kemikte numaralandırılmış bölgeler ele alındığında, en yüksek Von Mises stres değeri $1,5 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ ile 4 no'lu noktada yani ikinci premoların marjinal sırt hizasında yer almaktadır (Şekil 4.13), (Çizelge 4.3).

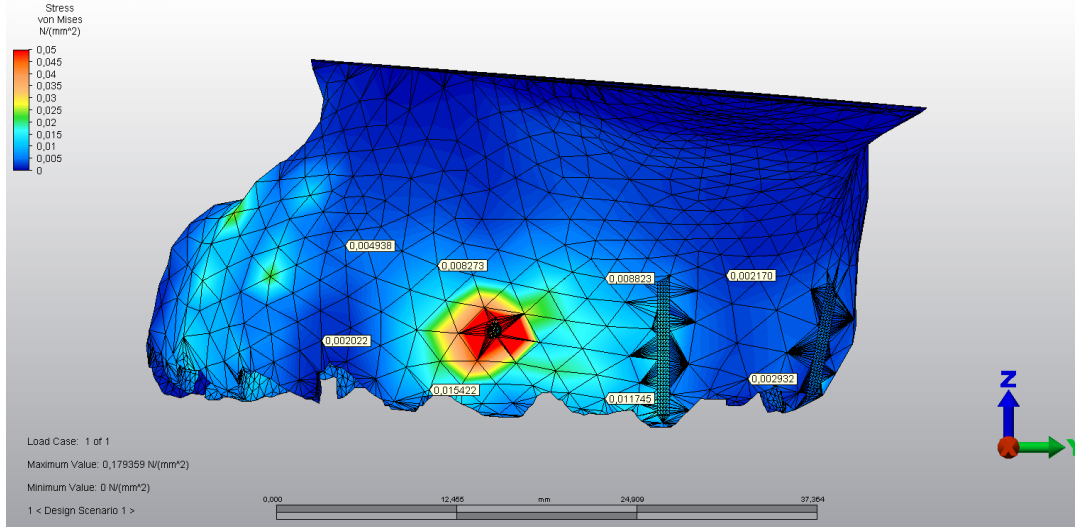


Şekil 4.13. Spongioz kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü

4.2.4. Dördüncü Senaryo

Spongioz kemikte numaralandırılmış bölgeler ele alındığında, en yüksek Von Mises stres

$1,5 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ ile 4 no'lu noktada yani ikinci premoların marjinal sırt hizasında yer almaktadır (Şekil 4.14), (Çizelge 4.3).



Şekil 4.14. Spongioz kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarının yandan görüntüsü

Çizelge 4.2. Birinci ve ikinci senaryolarda kortikal ve spongioz kemikteki belirlenmiş noktalarda oluşan Von Mises stres değerleri

		1. Senaryo	2. Senaryo	1. Senaryo	2. Senaryo
		Kortikal Kemik Von Mises (N/mm ²)	Kortikal Kemik Von Mises (N/mm ²)	Spongioz Kemik Von Mises (N/mm ²)	Spongioz Kemik Von Mises (N/mm ²)
1	Birinci premoların kök uçları hizası	$1,2 \times 10^{-2}$	$1,4 \times 10^{-2}$	$0,4 \times 10^{-2}$	$0,4 \times 10^{-2}$
2	Birinci premoların marjinal sırt hizası	$0,8 \times 10^{-2}$	$0,8 \times 10^{-2}$	$0,1 \times 10^{-2}$	$0,1 \times 10^{-2}$
3	İkinci premoların kök uçları hizası	$1,4 \times 10^{-2}$	$1,5 \times 10^{-2}$	$0,3 \times 10^{-2}$	$0,2 \times 10^{-2}$
4	İkinci premoların marjinal sırt hizası	$1,4 \times 10^{-2}$	$1,1 \times 10^{-2}$	$0,3 \times 10^{-2}$	$0,3 \times 10^{-2}$
5	Birinci moların kök uçları hizası	$2,3 \times 10^{-2}$	$2,2 \times 10^{-2}$	$0,2 \times 10^{-2}$	$0,1 \times 10^{-2}$
6	Birinci moların marjinal sırt hizası	$7,6 \times 10^{-2}$	$3,3 \times 10^{-2}$	$0,8 \times 10^{-2}$	$0,4 \times 10^{-2}$
7	İkinci moların kök uçları hizası	$4,9 \times 10^{-2}$	$3,9 \times 10^{-2}$	$0,4 \times 10^{-2}$	$0,3 \times 10^{-2}$
8	İkinci moların marjinal sırt hizası	$1,8 \times 10^{-2}$	$0,9 \times 10^{-2}$	$0,4 \times 10^{-2}$	$0,3 \times 10^{-2}$

Çizelge 4.3. Üçüncü ve dördüncü senaryolarda kortikal ve spongioz kemikteki belirlenmiş noktalarda oluşan Von Mises stres değerleri

		3. Senaryo	4. Senaryo	3. Senaryo	4. Senaryo
		Kortikal Kemik Von Mises (N/mm ²)	Kortikal Kemik Von Mises (N/mm ²)	Spongioz Kemik Von Mises (N/mm ²)	Spongioz Kemik Von Mises (N/mm ²)
1	Birinci premoların kök uçları hızası	$2,3 \times 10^{-2}$	$2,5 \times 10^{-2}$	$0,5 \times 10^{-2}$	$0,4 \times 10^{-2}$
2	Birinci premoların marjinal sırt hızası	$2,3 \times 10^{-2}$	$2,3 \times 10^{-2}$	$0,1 \times 10^{-2}$	$0,1 \times 10^{-2}$
3	İkinci premoların kök uçları hızası	$18,3 \times 10^{-2}$	$18,4 \times 10^{-2}$	$0,8 \times 10^{-2}$	$0,8 \times 10^{-2}$
4	İkinci premoların marjinal sırt hızası	$3,9 \times 10^{-2}$	$3,9 \times 10^{-2}$	$1,5 \times 10^{-2}$	$1,5 \times 10^{-2}$
5	Birinci moların kök uçları hızası	$4,4 \times 10^{-2}$	$3,9 \times 10^{-2}$	$0,8 \times 10^{-2}$	$0,8 \times 10^{-2}$
6	Birinci moların marjinal sırt hızası	$4,4 \times 10^{-2}$	$4,5 \times 10^{-2}$	$1,1 \times 10^{-2}$	$1,1 \times 10^{-2}$
7	İkinci moların kök uçları hızası	$3,0 \times 10^{-2}$	$2,4 \times 10^{-2}$	$0,2 \times 10^{-2}$	$0,2 \times 10^{-2}$
8	İkinci moların marjinal sırt hızası	$2,1 \times 10^{-2}$	$1,5 \times 10^{-2}$	$0,3 \times 10^{-2}$	$0,2 \times 10^{-2}$

4.3. Birinci Molar Dişte Oluşan Von Mises Stres, Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri

İki modelde uygulanan dört senaryoda birinci molar dişte oluşan Von Mises stres değerlerinin genel dağılımları görsel olarak yorumlanmış, kök yüzeylerinde izlenen en yüksek ve en düşük Von Mises stres değerleri belirlenmiştir. Artmış Von Mises stres değerlerinin gerilimden mi, basınçtan mı kaynaklandığını belirlemek için maksimum ve minimum asal stres görsellerinden faydalanılmıştır.

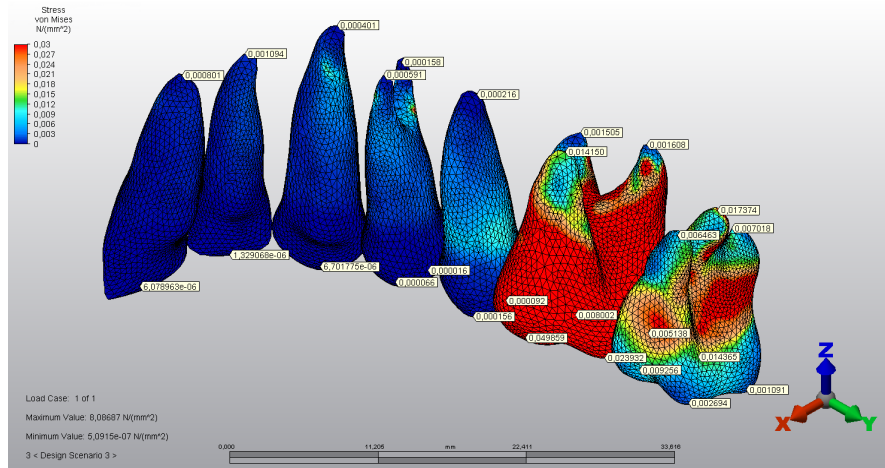
4.3.1. Birinci senaryo

Birinci molarlara ait Von Mises stres değerleri ve dağılımları şekil 4.15’de, maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımları ise sırasıyla şekil 4.16 ve 4.17’de görülmektedir.

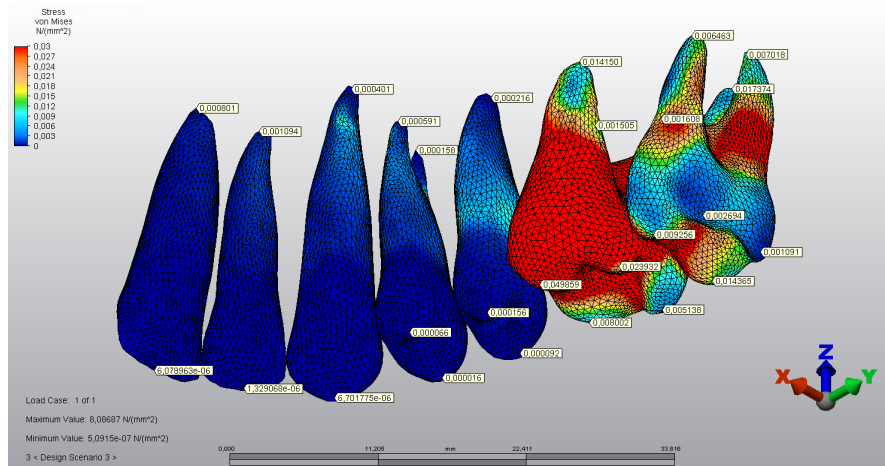
Von Mises streslerinin birinci molar dişte palatinal tüberküllerin oklüzal yüzeylerinde, kronun palatinal yüzünde yoğunlaştığı, bu yoğunluğun homojen olarak palatinal kökün

servikal ve orta 1/3'üne, trifurkasyon bölgesine, mezyobukkal ve distobukkal köklerin palatinal yüzeylerine kadar devam ettiği ancak kronun bukkal yüzünde ve bukkal tüberküllerde azaldığı, köklerin apikallerinde ise belirgin şekilde düştüğü görülmektedir. **Yukarıda ifade edilen bölgelerde en yüksek stres değeri olarak $4,9 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ tespit edilirken en düşük değer ise bukkal köklerin ($0,1 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$) apikalinde ölçülmüştür.**

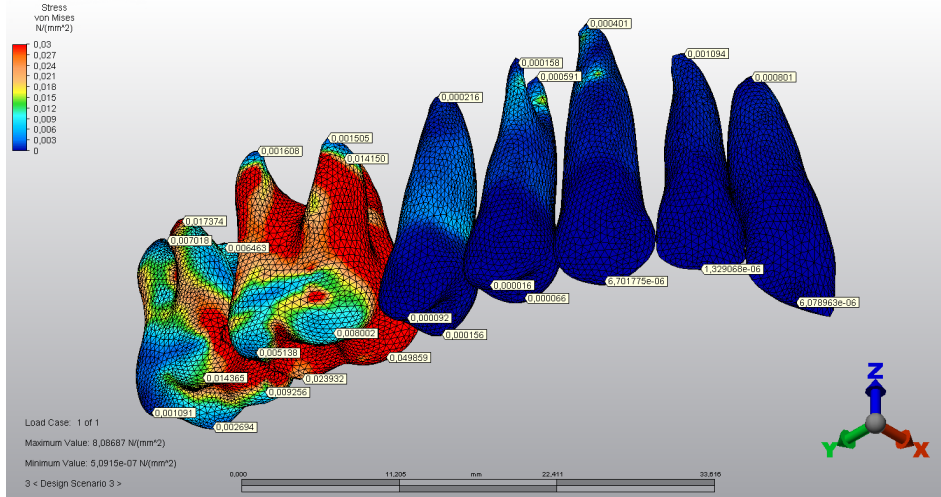
Birinci molar diş üzerindeki asal stresler incelendiğinde, kronun ve her üç kökün mezyal yüzeyinde apikal 1/3'ü dışında kalan bölgelerde gerilim oluştuğuna işaret eden yüksek maksimum asal streslerin ($2,1 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$) oluştuğu görülürken, distobukkal kökün distal yüzeyinde ve palatinal kökün distal ve palatinal yüzeylerinin servikal ve orta 1/3 ünde ($-2,5 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$), kronun palatinal yüzeyinde ($-4,4 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$) basınç olarak yorumlanabilecek yüksek minimum asal stres değerleri ölçülmüştür (Çizelge 4.4).



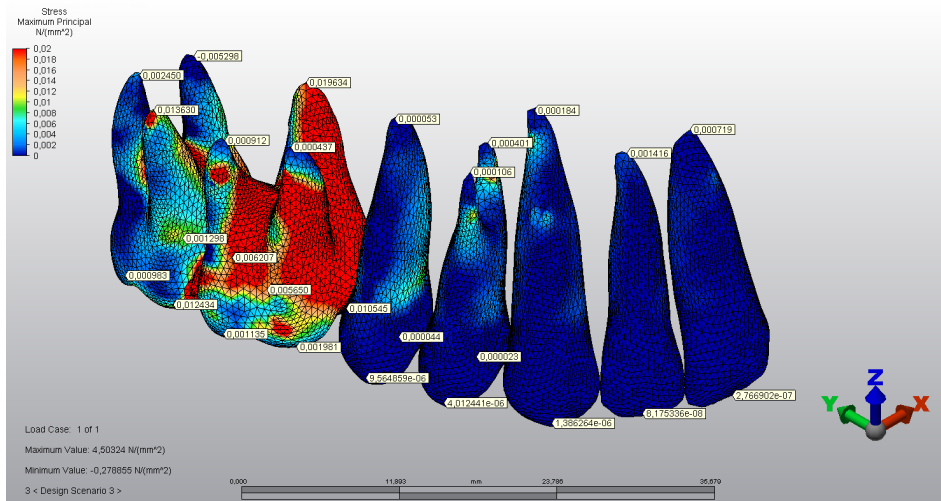
Şekil 4.15.a Dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri (palatinalden görüntü)



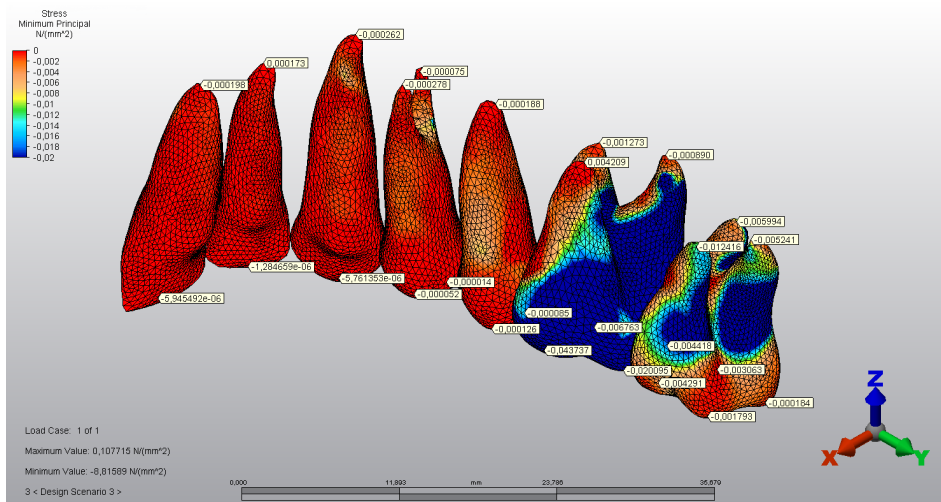
Şekil 4.15.b Dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri (palatinal-oklüzalden görüntü)



Şekil 4.15.c Dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri (bukkal-oklüzalden görüntü)



Şekil 4.16. Dişlerde oluşan maksimum asal stres değerleri



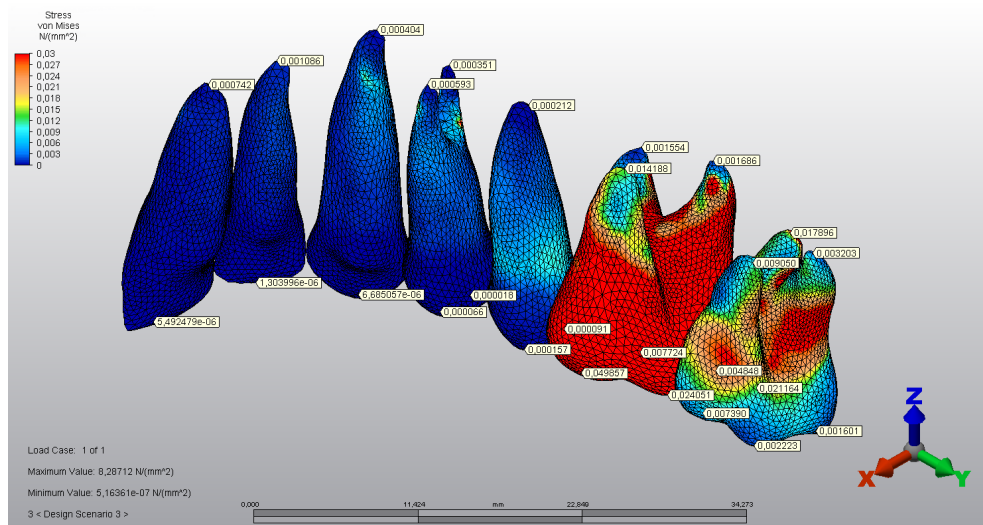
Şekil 4.17. Dişlerde oluşan minimum asal stres değerleri

4.3.2. İkinci senaryo

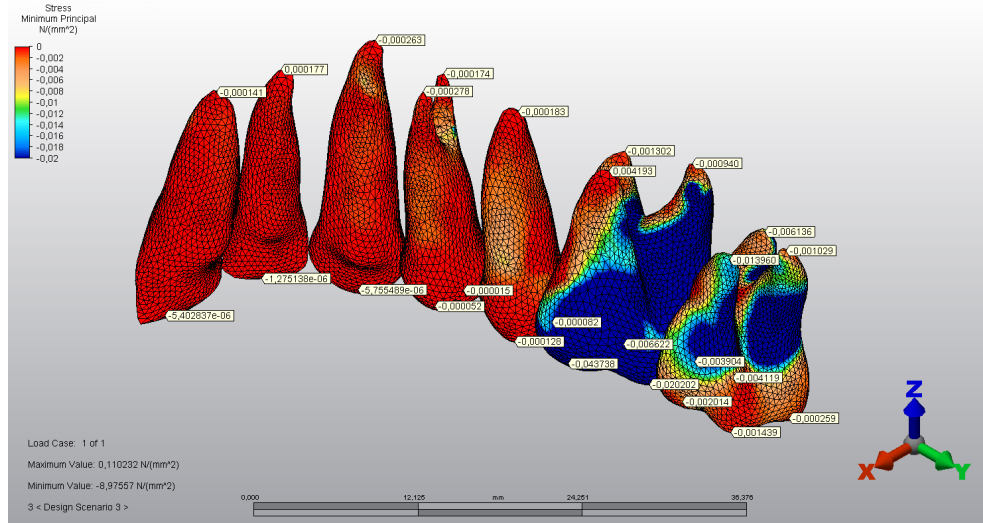
MPAP aпараты ile birlikte kortikotomi uygulanan ikinci senaryoda birinci molar dişlere ait Von Mises stres değerleri ve dağılımları şekil 4.18’da, maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımları ise sırasıyla şekil 4.19 ve 4.20’de görülmektedir.

Birinci molar dişteki Von Mises streslerinin birinci senaryoya benzer şekilde birinci molar dişte palatinal tüberküllerin oklüzal yüzeylerinde, kronun palatinal yüzünde yoğunlaştığı, bu yoğunluğun homojen olarak palatinal kökün servikal ve orta 1/3’üne, trifurkasyon bölgesine, mezyobukkal ve distobukkal köklerin palatinal yüzeylerine kadar devam ettiği ancak kronun bukkal yüzünde ve bukkal tüberküllerde azaldığı, köklerin apikallerinde ise belirgin şekilde düştüğü görülmektedir. **Yukarıda ifade edilen bölgelerde** en yüksek stres değeri olarak $4,9 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ tespit edilirken en düşük değer ise bukkal köklerin ($0,1 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$) apikalinde ölçülmüştür.

Birinci molar diş üzerindeki asal stresler incelendiğinde, kronun ve her üç kökün mezyal yüzeyinde gerilim oluştuğuna işaret eden yüksek maksimum asal streslerin ($2,1 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$) oluştuğu görülürken, distobukkal kökün distal yüzeyinde ve palatinal kökün distal ve palatinal yüzeylerinin servikal 1/3’ünde ($-2,5 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$), kronun palatinal yüzeyinde ($-4,4 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$) basınç olarak yorumlanabilecek yüksek minimum asal stres değerleri ölçülmüştür (Çizelge 4.4).



Şekil 4.18.a Dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri (palatinalden görüntü)



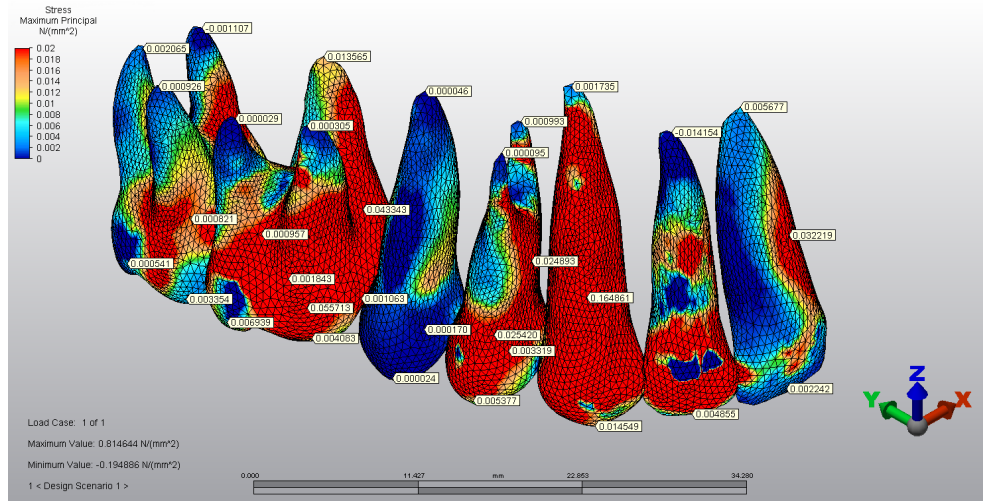
Şekil 4.20. Dişlerde oluşan minimum asal stres değerleri

4.3.3. Üçüncü senaryo

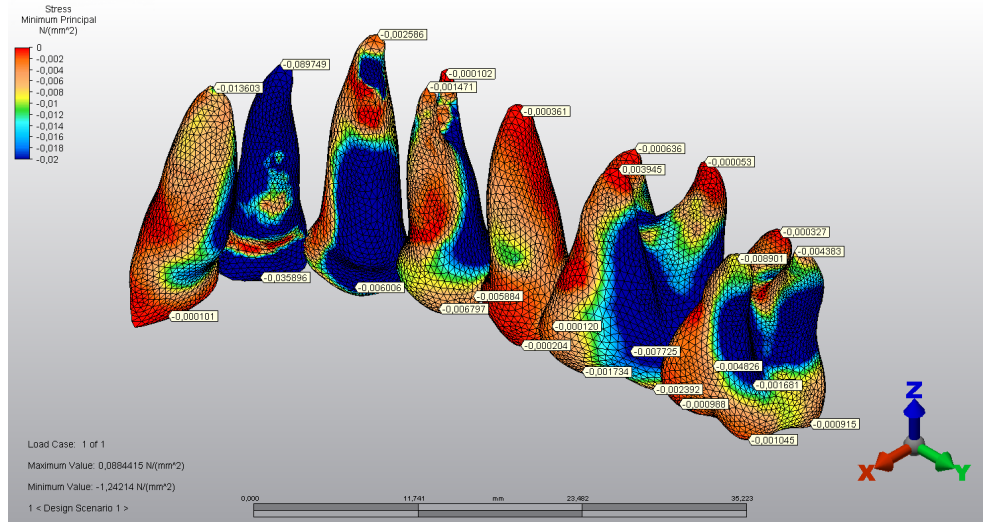
Üçüncü senaryoda birinci molar dişlere ait Von Mises stres değerleri ve dağılımları şekil 4.21’de, maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımları ise sırasıyla şekil 4.22 ve 4.23’te görülmektedir.

Von Mises streslerinin birinci molar dişte, kronun bukkal yüzünde yoğunlaştığı ve bu yoğunluğun trifurkasyon bölgesine ve her üç kökün servikal ve orta 1/3’üne kadar yayıldığı, kronun palatinal yüzeyinde ise yoğunluğun azaldığı, yoğunluğun en az olduğu bölgelerin köklerin apikal 1/3’leri olduğu görülmektedir. Kök yüzeyindeki en yüksek stres değeri yukarıda ifade edilen bölgelerde $5,1 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ olarak tespit edilirken, en düşük değer distobukkal kökün apeksinde $0,007 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ olarak belirlenmiştir. Kron üzerindeki en yüksek değer ise bukkal yüzeyde $22 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmüştür.

Birinci molar diş üzerindeki asal stres değerleri ve dağılımı incelendiğinde, kronun mezyobukkal yüzeyinde ($5,6 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$), mezyobukkal ve palatinal kökün mezyal yüzeyinde ($4,4 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$) gerilim oluştuğuna işaret eden yüksek maksimum asal stres değerleri görülürken, distobukkal ve palatinal köklerin distal yüzeylerinin servikal ve orta 1/3 lerinde basınç olarak yorumlanabilecek yüksek minimum asal stres değerleri ($-0,7 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$) bulunmuştur (Çizelge 4.4).



Şekil 4.22. Dişlerde oluşan maksimum asal stres değerleri



Şekil 4.23. Dişlerde oluşan minimum asal stres değerleri

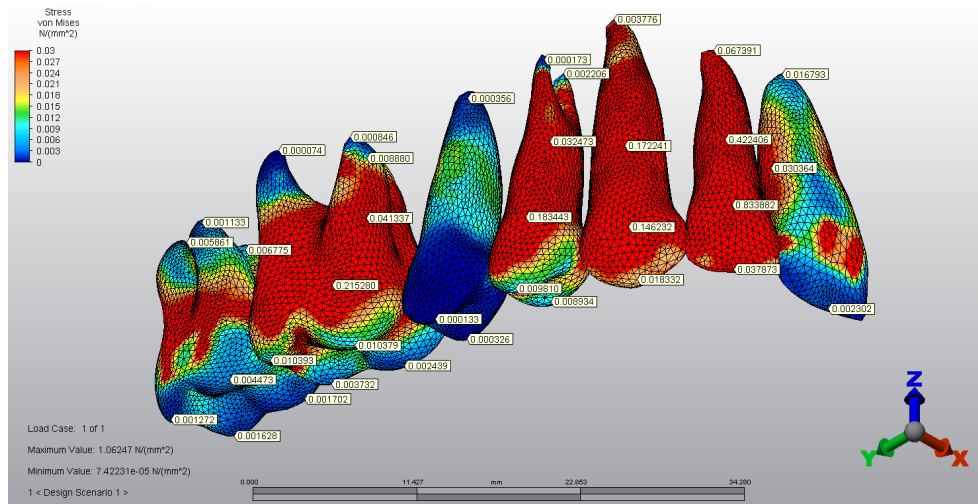
4.3.4. Dördüncü senaryo

Dördüncü senaryoda birinci molar dişlere ait Von Mises stres değerleri ve dağılımları şekil 4.24’de, maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımları ise sırasıyla şekil 4.25 ve 4.26’da görülmektedir.

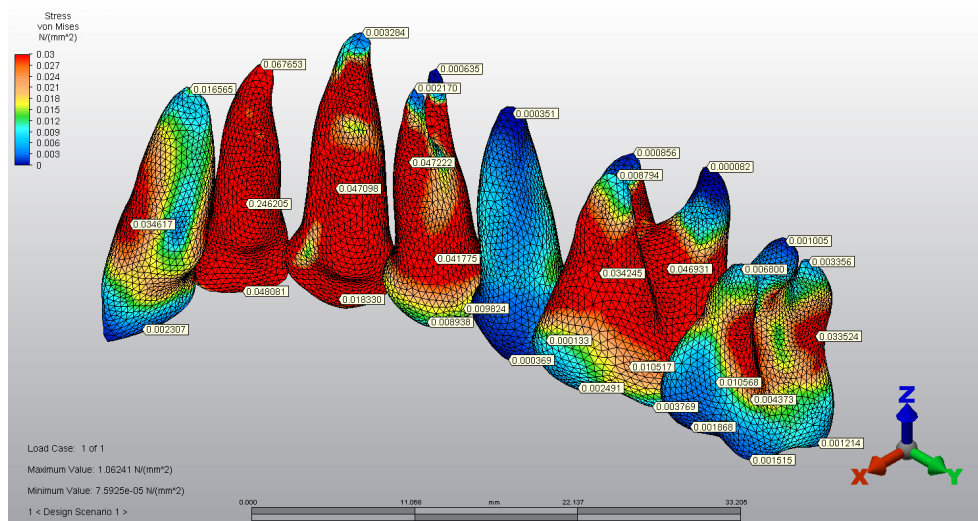
Birinci molar dişteki Von Mises streslerinin üçüncü senaryoya benzer şekilde, kronun bukkal yüzünde yoğunlaştığı ve bu yoğunluğun trifurkasyon bölgesine ve her üç kökün servikal ve orta 1/3’üne kadar yayıldığı, kronun palatinal yüzeyinde ise yoğunluğun

azaldığı görülmektedir. Kök yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri yukarıda ifade edilen bölgelerde $4,7 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$, en düşük von Mises stres değeri ise palatinal kökün apeksinde $0,008 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ olarak belirlenmiştir. Kron üzerindeki en yüksek değer ise bukkal yüzeyde $9,3 \times 10^{-2} \text{ N/mm}$ olarak ölçülmüştür.

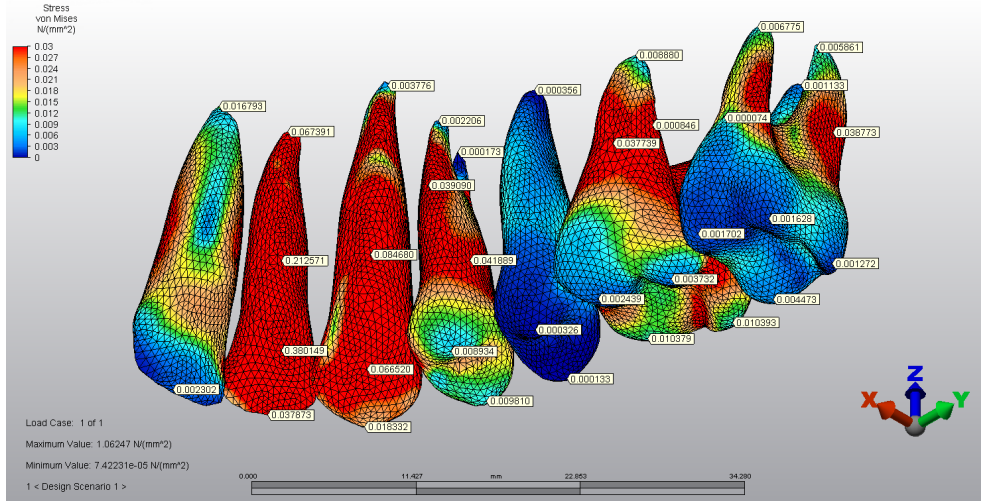
Diş üzerindeki asal stres değerleri ve dağılımı incelendiğinde, kronun mezyobukkal yüzeyinde ve mezyobukkal ve palatinal kökün mezyal yüzeyinde gerilim oluştuğuna işaret eden yüksek maksimum asal stres değerleri (sırası ile $4,6 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ ve $4,4 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$) görülürken, palatinal ve distobukkal köklerin distal yüzeylerinin servikal ve orta 1/3'ünde basınç olarak yorumlanabilecek yüksek minimum asal stres değerleri ($-0,7 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$) ölçülmüştür (Çizelge 4.4).



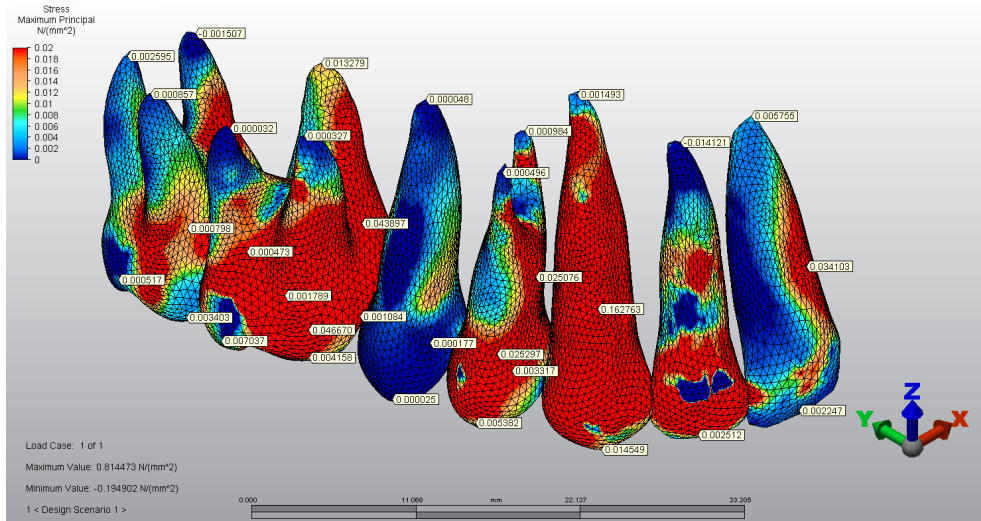
Şekil 4.24.a Dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri (bukkalden görüntü)



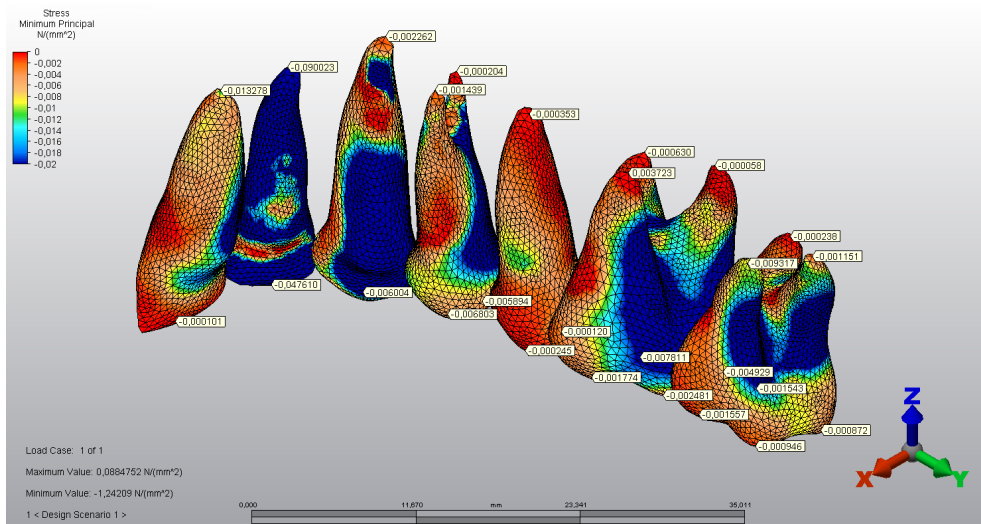
Şekil 4.24.b Dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri (palatinalden görüntü)



Şekil 4.24.c Dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri (palatinal-oklüzalden görüntü)



Şekil 4.25. Dişlerde oluşan maksimum asal stres değerleri



Şekil 4.26. Dişlerde oluşan minimum asal stres değerleri

Çizelge 4.4. Birinci molar dişlerin köklerinde oluşan en yüksek Von Mises, Maksimum ve Minimum Asal stres değerleri.

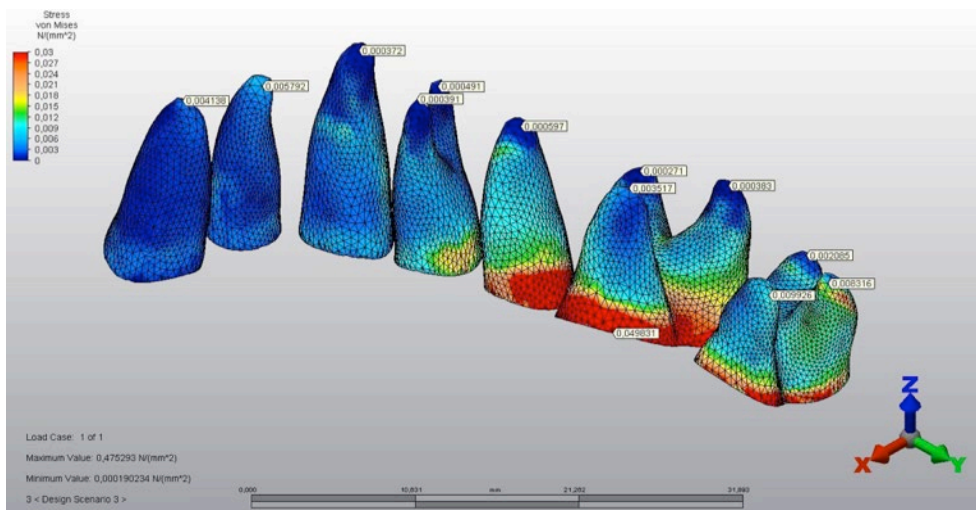
	Von Mises Stres (N/mm ²)	Maksimum Asal Stres (N/mm ²)	Minimum Asal Stres (N/mm ²)
1. Senaryo	$4,9 \times 10^{-2}$	$2,1 \times 10^{-2}$	$-4,4 \times 10^{-2}$
2. Senaryo	$4,9 \times 10^{-2}$	$2,1 \times 10^{-2}$	$-4,4 \times 10^{-2}$
3. Senaryo	$5,1 \times 10^{-2}$	$5,6 \times 10^{-2}$	$-0,7 \times 10^{-2}$
4. Senaryo	$4,7 \times 10^{-2}$	$4,6 \times 10^{-2}$	$-0,7 \times 10^{-2}$

4.4. Birinci Molar Dişin Etrafındaki PDL’de Oluşan Von Mises Stres, Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri

4.4.1. Birinci senaryo

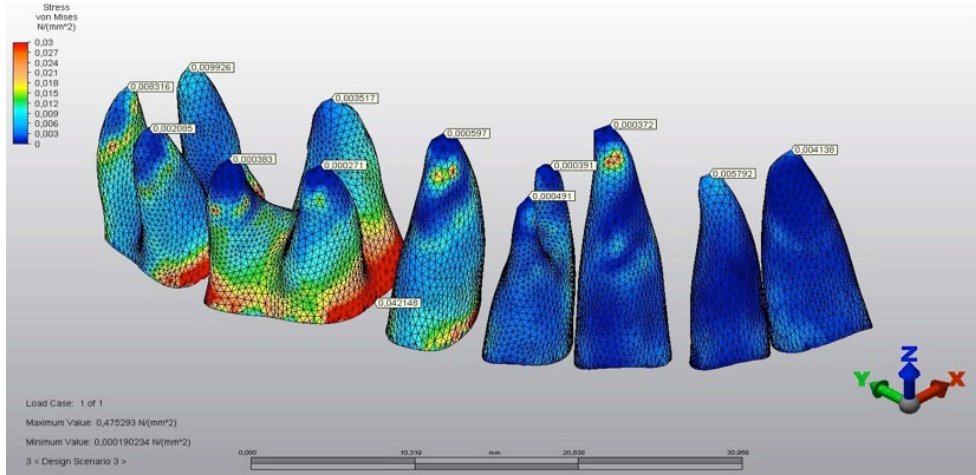
Birinci molar dişin etrafındaki PDL’de en yüksek Von Mises stres değerleri palatinal ve mezyal servikal bölgelerde sırası ile $4,9 \times 10^{-2}$ N/mm² ve $4,2 \times 10^{-2}$ N/mm², en düşük Von Mises değerleri ise bukkal köklerin apekslerinde $0,03 \times 10^{-2}$ N/mm² olarak belirlenmiştir (Şekil 4.27).

Maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımları dikkate alındığında mezyal ve mezyo palatinal servikal bölgedeki stres artışının gerilim, distopalatinal servikal bölgedeki artışın ise ağırlıklı olarak basınçtan kaynaklandığı görülmüştür (Şekil 4.28, Şekil 4.29), (Çizelge 4.5).

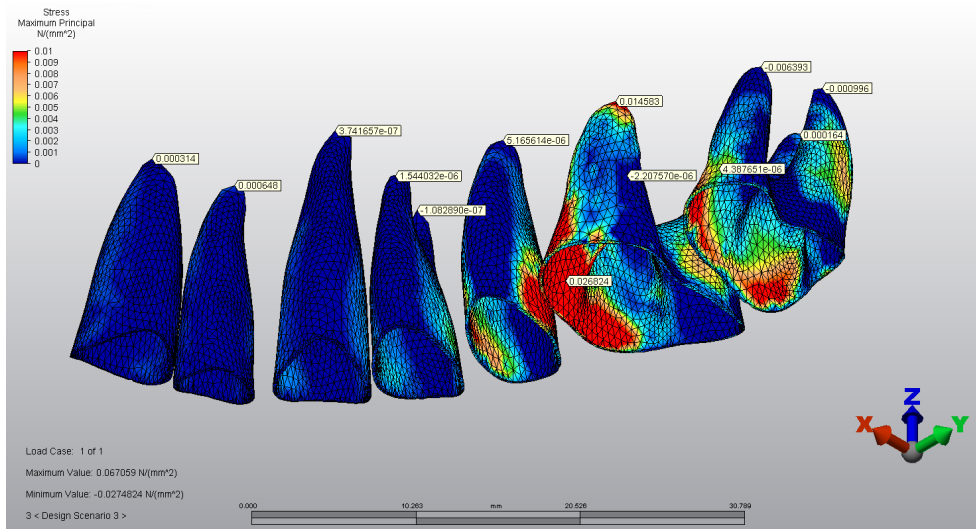


Şekil 4.27.a Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises stres değerleri (palatinalden

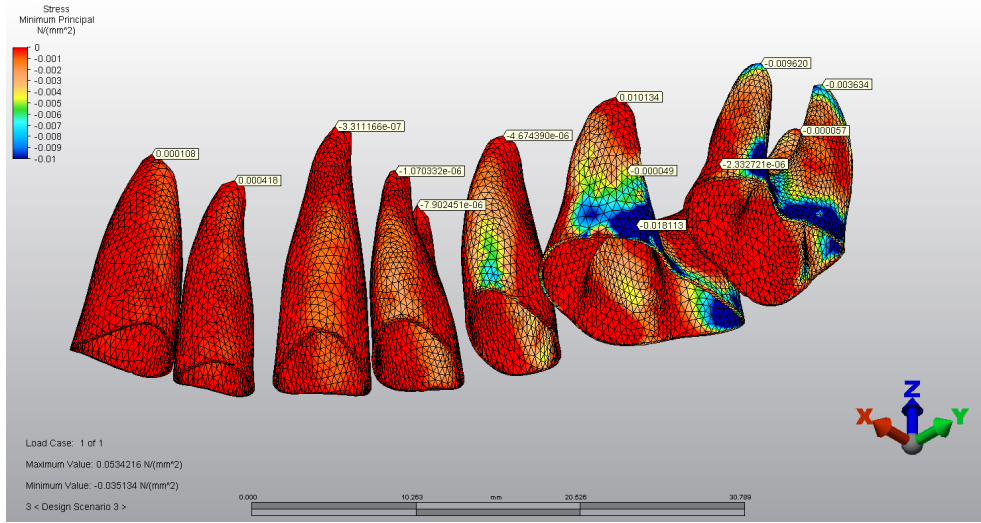
görüntü)



Şekil 4.27.b Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises stres değerleri (bukkalden görüntü)



Şekil 4.28. Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan maksimum asal stres değerleri

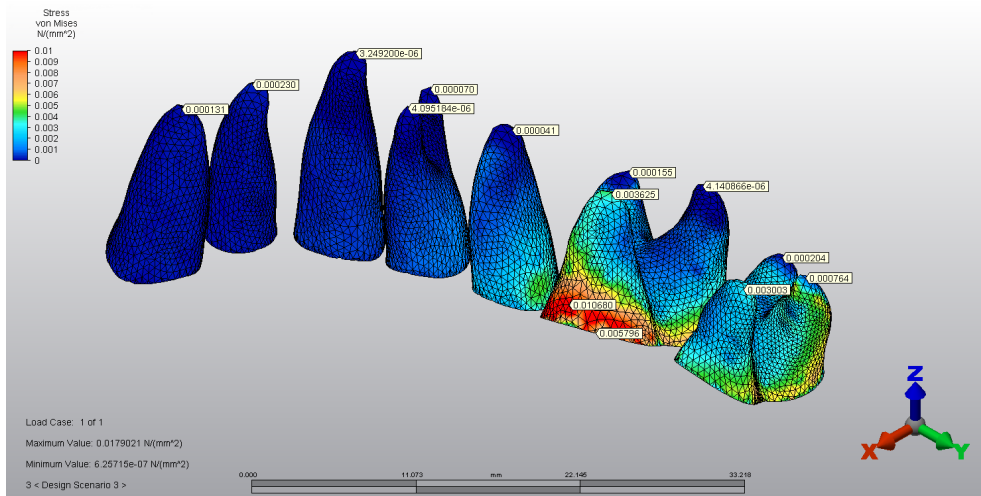


Şekil 4.29. Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan minimum asal stres değerleri

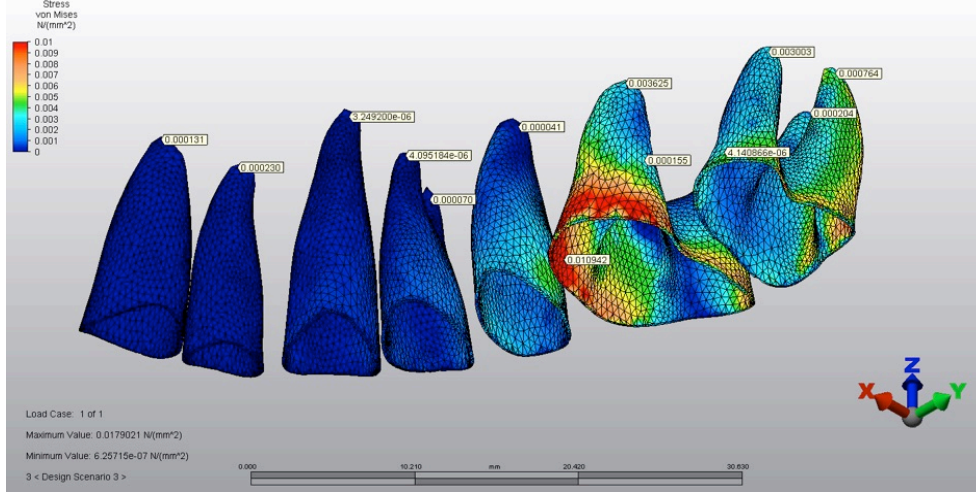
4.4.2. İkinci senaryo

Birinci molar dişin etrafındaki PDL’de birinci senaryodakine benzer şekilde en yüksek Von Mises stres değerleri palatinal ve mezyal servikal bölgelerde sırası ile $1,0 \times 10^{-2}$ N/mm² ve $2,7 \times 10^{-2}$ N/mm², en düşük Von Mises stres değerleri ise bukkal köklerin apekslerinde $0,01 \times 10^{-2}$ N/mm² olarak belirlenmiştir (Şekil 4.30).

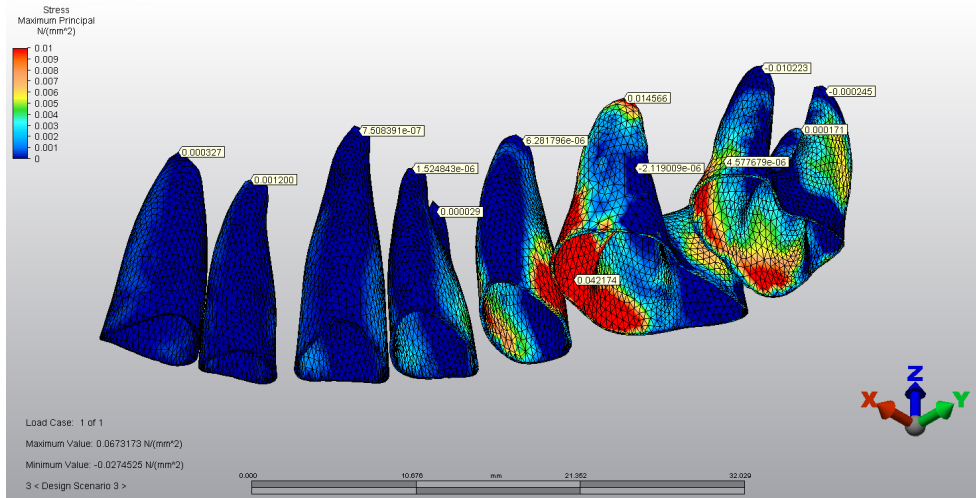
Maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımları dikkate alındığında, mezyal servikal bölgedeki stres artışının gerilim, distopalatinal servikal bölgedeki artışın ise ağırlıklı olarak basınçtan kaynaklandığı görülmüştür (Şekil 4.31, Şekil 4.32), (Çizelge 4.5).



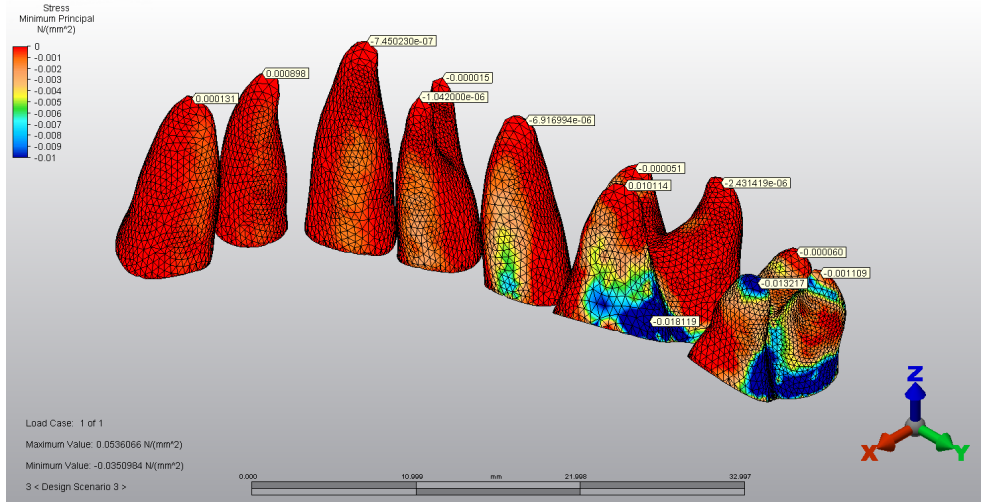
Şekil 4.30.a Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises stres değerleri (palatinalden görüntü)



Şekil 4.30.b Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises stres değerleri (oklüzalden görüntü)



Şekil 4.31. Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan maksimum asal stres değerleri

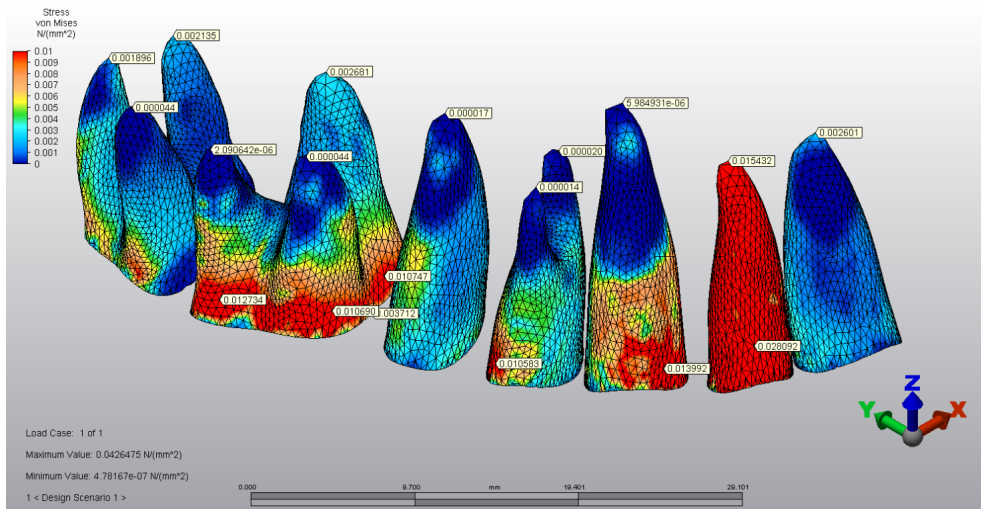


Şekil 4.32. Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan minimum asal stres değerleri

4.4.3. Üçüncü senaryo

Birinci molar dişin etrafındaki PDL’de en yüksek Von Mises stres değerleri bukkal ($1,3 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$) ve mezyal servikal bölgede ($1,0 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$), en düşük Von Mises stres değerleri ise bukkal köklerin apekslerinde ($0,004 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$) oluşmuştur (Şekil 4.33).

Maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımları dikkate alındığında, bukkal ve mezyal servikal bölgelerdeki stres artışının ağırlıklı olarak gerilimden, bukkal ve distobukkal bölgelerdeki az miktardaki artışın basınçtan kaynaklandığı görülmüştür. (Şekil 4.34, Şekil 4.35), (Çizelge 4.5).

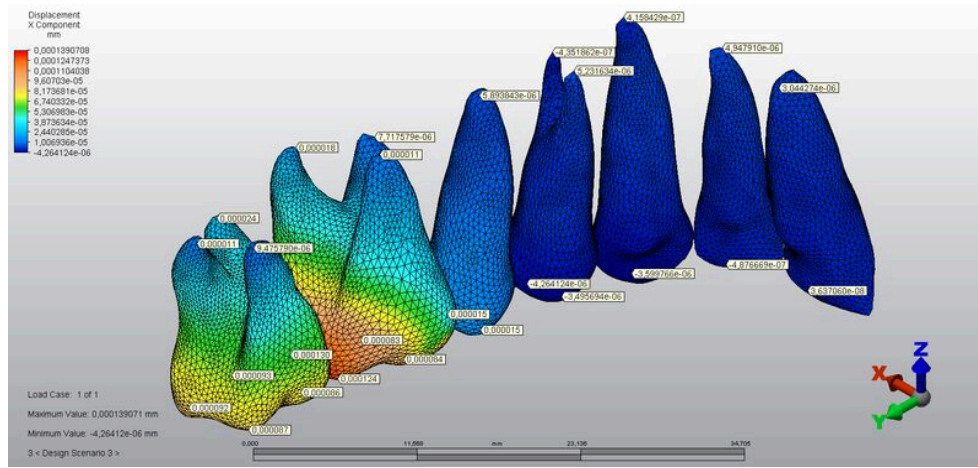


Şekil 4.33.a Dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan Von Mises stres değerleri (bukkalden görüntü)

4.5.2. İkinci senaryo

Şekil 4.40'ta birinci molar dişlerin tüberkül tepelerinin transversal yönde ortalama yer değiştirme değerinin $10,5 \times 10^{-5} \text{ mm}$ olduğu izlenmekle beraber, bu dişin kök uçlarındaki transversal yönde ortalama yer değiştirme miktarının ise $1,2 \times 10^{-5} \text{ mm}$ olduğu görülmektedir.

Ayrıca, birinci molar dişlerin distal tüberküllerinde ortalama $12,7 \times 10^{-5} \text{ mm}$, mezyal tüberküllerinde ise ortalama $8,3 \times 10^{-5} \text{ mm}$ bukkale doğru yer değiştirme görülmektedir (Çizelge 4.6).

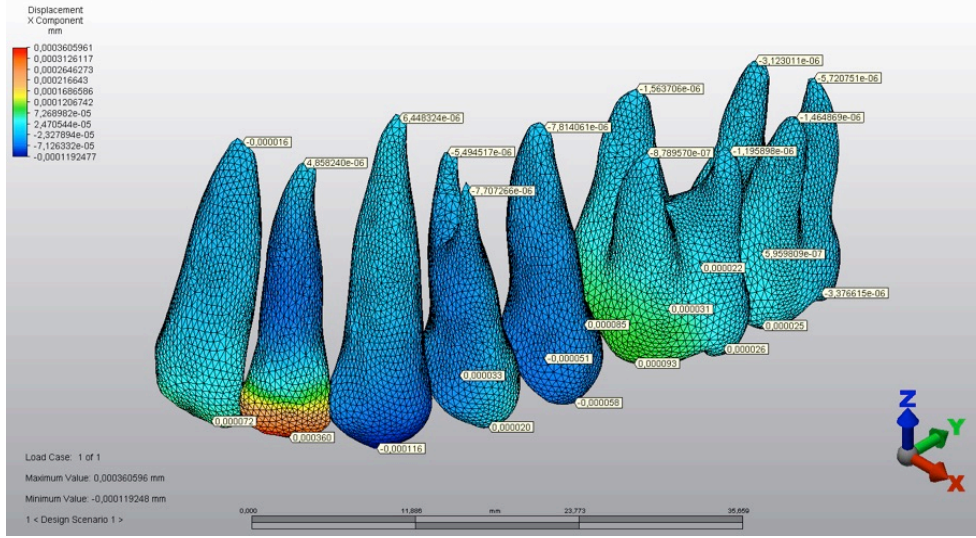


Şekil 4.40. Dişlerde meydana gelen transversal yöndeki yer değiştirme değerleri

4.5.3. Üçüncü senaryo

Birinci molar dişlerin tüberkül tepelerinde bukkal yönde ortalama $5,8 \times 10^{-5} \text{ mm}$, kök uçlarında ise palatinal yönde ortalama $-0,09 \times 10^{-5} \text{ mm}$ yer değiştirme görülmektedir.

Ayrıca, birinci molar dişlerin mezyal tüberküllerinde ortalama $8,9 \times 10^{-5} \text{ mm}$, distal tüberküllerinde ise ortalama $2,8 \times 10^{-5} \text{ mm}$ bukkale doğru yer değiştirme görülmektedir. (Şekil 4.41), (Çizelge 4.7).

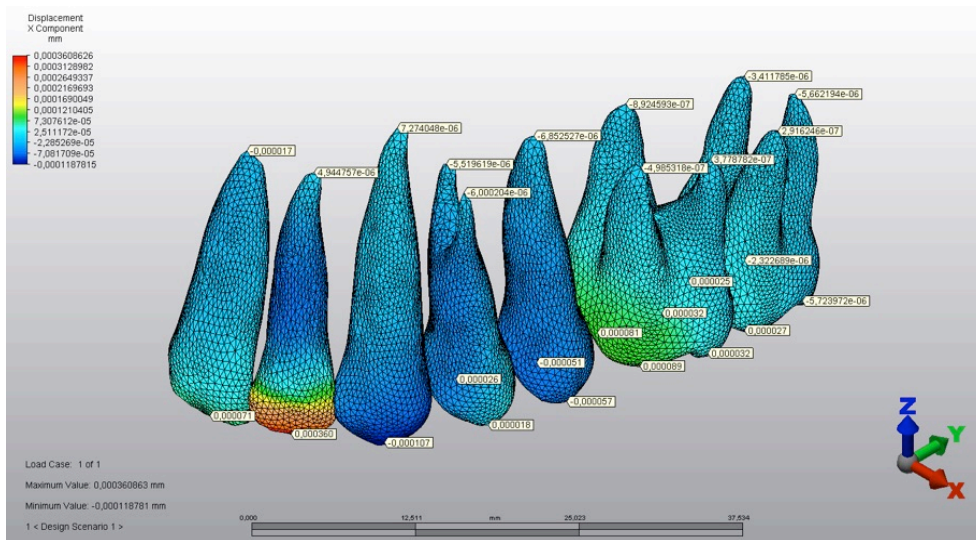


Şekil 4.41. Dişlerde meydana gelen transversal yöndeki yer değiştirme değerleri

4.5.4. Dördüncü senaryo

Birinci molar dişlerin tüberkül tepelerinde bukkal yönde ortalama $5,8 \times 10^{-5}$ mm, kök uçlarında ise palatinal yönde ortalama $-0,3 \times 10^{-5}$ mm yer değiştirme görülmektedir.

Ayrıca, birinci molar dişlerin mezyal tüberküllerinde ortalama $8,5 \times 10^{-5}$ mm, distal tüberküllerinde ise ortalama $3,2 \times 10^{-5}$ mm bukkale doğru yer değiştirme görülmektedir. (Şekil 4.42.), (Çizelge 4.7).



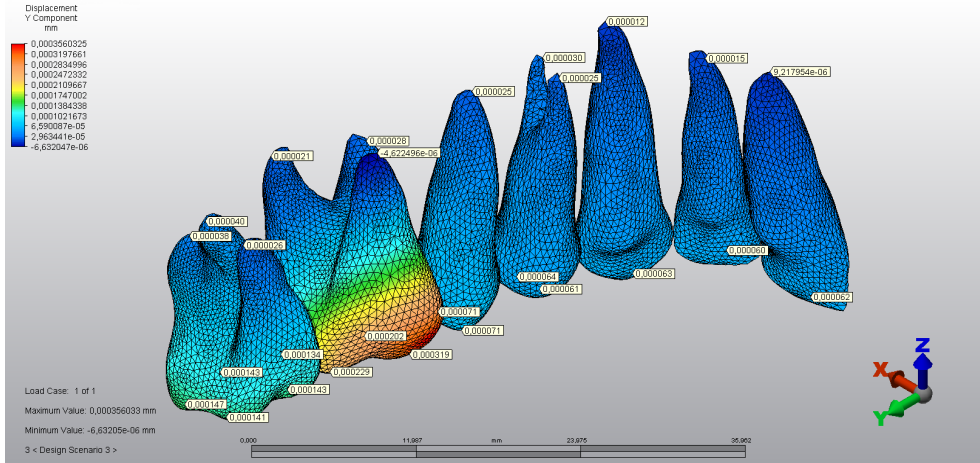
Şekil 4.42. Dişlerde meydana gelen transversal yöndeki yer değiştirme değerleri

4.6. Dişlerde Meydana Gelen Sagittal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

4.6.1. Birinci senaryo

Şekil 4.43'te birinci molar dişlerin tüberkül tepelerinin distal yönde ortalama yer değiştirme miktarının $22,1 \times 10^{-5} \text{ mm}$ olduğu izlenmekle beraber, bu dişin kök uçlarındaki distal yönde ortalama yer değiştirme miktarının ise $1,5 \times 10^{-5} \text{ mm}$ olduğu görülmektedir.

Ayrıca, birinci molar dişin mezyo-palatinal tüberkül tepesi noktasında $31,9 \times 10^{-5} \text{ mm}$, disto-bukkal tüberkül tepesi noktasında $13,4 \times 10^{-5} \text{ mm}$ yer değiştirme görülmektedir (Çizelge 4.6).



Şekil 4.43. Dişlerde meydana gelen sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri

4.6.2. İkinci senaryo

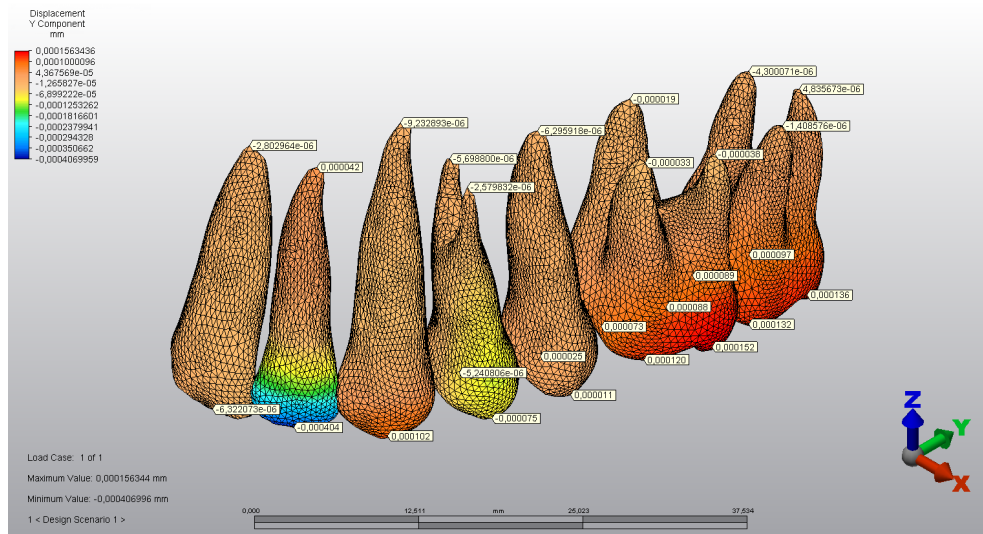
Şekil 4.44'te birinci molar dişlerin tüberkül tepelerinin distal yönde ortalama yer değiştirme miktarının $14,4 \times 10^{-5} \text{ mm}$ olduğu görülmekle beraber, bu dişin kök uçlarındaki distal yönde ortalama yer değiştirme miktarının ise $1,6 \times 10^{-5} \text{ mm}$ olduğu izlenmektedir.

Ayrıca, birinci molar dişin mezyo-palatinal tüberkül tepesi noktasında $19,4 \times 10^{-5} \text{ mm}$, disto-bukkal tüberkül tepesi noktasında $10,0 \times 10^{-5} \text{ mm}$ yer değiştirme görülmektedir (Çizelge 4.6).

4.6.4. Dördüncü senaryo

Şekil 4.46 incelendiğinde ile birinci molar dişin tüberküllerinde ortalama $10,8 \times 10^{-5}$ mm distal yönde yer değiştirme görülürken, bu dişin kök uçlarında ortalama $-3,0 \times 10^{-5}$ mm mezyal yönde yer değiştirme tespit edilmektedir.

Ayrıca, birinci molar dişin bukkal tüberküllerinin ortalama $13,5 \times 10^{-5}$ mm, palatinal tüberküllerinin ortalama $8,0 \times 10^{-5}$ mm yer değiştirme görülmektedir (Çizelge 4.7).

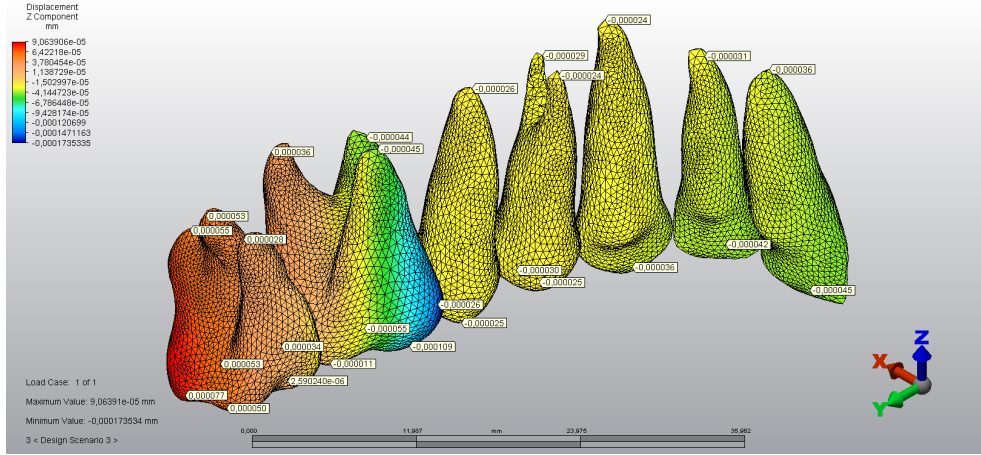


Şekil 4.46. Dişlerde meydana gelen sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri

4.7. Dişlerde Meydana Gelen Vertikal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

4.7.1. Birinci senaryo

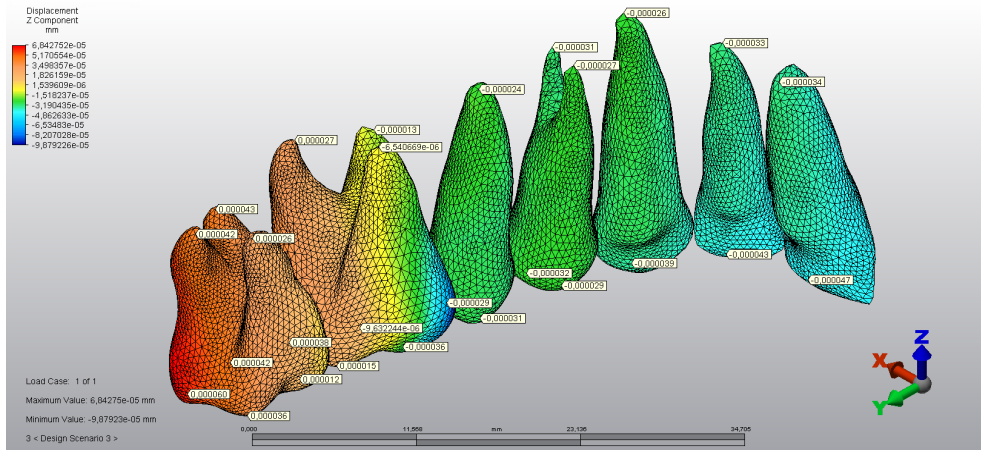
Dişlerdeki vertikal yöndeki yer değiştirme miktarları incelendiğinde birinci molar dişin mezyo-palatinal tüberkülünde $-10,9 \times 10^{-5}$ mm değerinde ekstrüzyon görülürken, bu dişin köklerinde ortalama $-1,7 \times 10^{-5}$ mm miktarda ekstrüzyon görülmektedir. (Şekil 4.47), (Çizelge 4.6).



Şekil 4.47. Dişlerde meydana gelen sagittal yöndeki yer değiştirme değerleri

4.7.2. İkinci senaryo

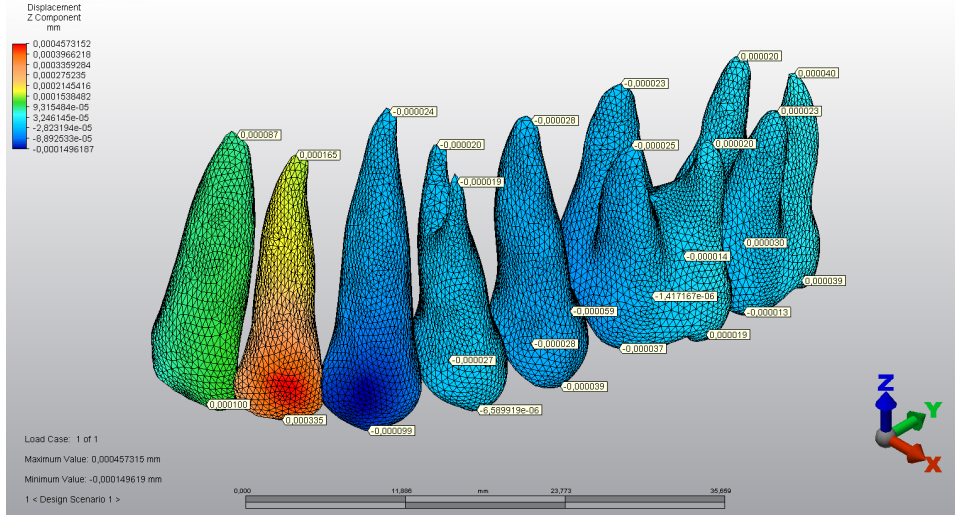
Dişlerdeki vertikal yer değiştirme miktarları incelendiğinde birinci molar dişin mezyo-palatinal tüberkülünde $-3,6 \times 10^{-5}$ mm değerinde ekstrüzyon görülmesiyle beraber, bu dişin disto-bukkal tüberkülünde $3,8 \times 10^{-5}$ mm değerinde intrüzyon görülmektedir. (Şekil 4.48), (Çizelge 4.6).



Şekil 4.48. Dişlerde meydana gelen vertikal yöndeki yer değiştirme değerleri

4.7.3. Üçüncü senaryo

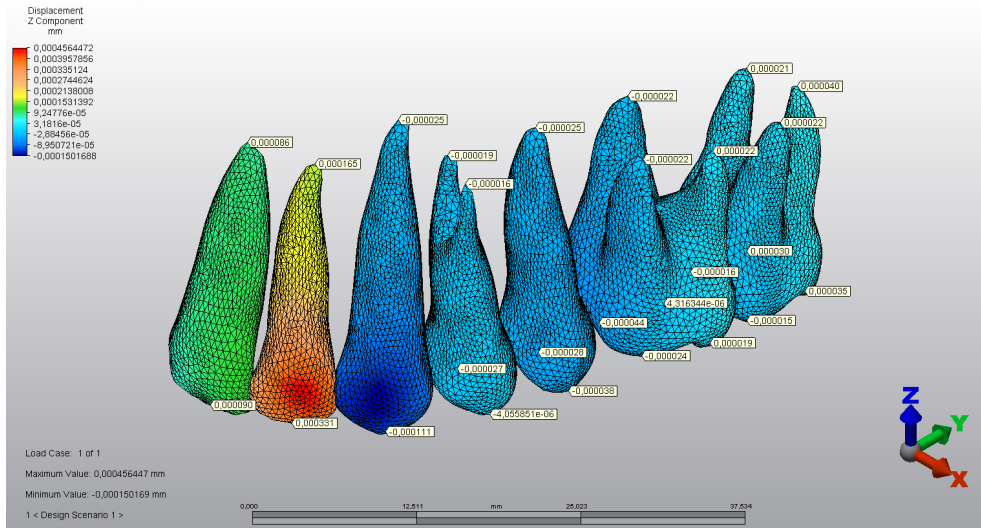
Dişlerdeki vertikal yöndeki yer değiştirme miktarları incelendiğinde birinci molar dişin tüberküllerinde ortalama $-1,9 \times 10^{-5}$ mm, kök uçlarında ortalama $-0,9 \times 10^{-5}$ mm değerinde ekstrüzyon görülmektedir. (Şekil 4.49, (Çizelge 4.7).



Şekil 4.49. Dişlerde meydana gelen vertikal yöndeki yer değiştirme değerleri

4.7.4. Dördüncü senaryo

Dişlerdeki vertikal yöndeki yer değiştirme miktarları incelendiğinde birinci molar dişin tüberküllerinde ortalama $-1,1 \times 10^{-5}$ mm, kök uçlarında ortalama $-0,7 \times 10^{-5}$ mm değerinde ekstrüzyon görülmektedir. (Şekil 4.50), (Çizelge 4.7).



Şekil 4.50. Dişlerde meydana gelen vertikal yer değiştirme değerleri

Çizelge 4.6. Birinci ve ikinci senaryolarda molar dişlerdeki yer değiştirme değerleri (mm).
 ap, apikal palatinal; amb, apikal mezo-bukkal; adp, apikal disto-bukkal; kdb, koronal disto- bukkal; kdp, koronal disto-palatinal; kmb, koronal mezyo-bukkal; kmp, koronal mezyo- palatinal; a-ort, apikal ortalama; k-ort, koronal ortalama.

	1. Senaryo			2. Senaryo		
	X	Y	Z	X	Y	Z
6 ap	$0,1 \times 10^{-5}$	$-0,4 \times 10^{-5}$	$-4,5 \times 10^{-5}$	$1,1 \times 10^{-5}$	$1,2 \times 10^{-5}$	$-0,6 \times 10^{-5}$
6 amb	$-0,4 \times 10^{-5}$	$2,8 \times 10^{-5}$	$-4,4 \times 10^{-5}$	$0,7 \times 10^{-5}$	$1,9 \times 10^{-5}$	$-1,3 \times 10^{-5}$
6 adb	$1,9 \times 10^{-5}$	$2,1 \times 10^{-5}$	$3,6 \times 10^{-5}$	$1,8 \times 10^{-5}$	$1,7 \times 10^{-5}$	$2,7 \times 10^{-5}$
6 a-ort	$0,5 \times 10^{-5}$	$1,5 \times 10^{-5}$	$-1,7 \times 10^{-5}$	$1,2 \times 10^{-5}$	$1,6 \times 10^{-5}$	$1,8 \times 10^{-5}$
6 kmp	$11,9 \times 10^{-5}$	$31,9 \times 10^{-5}$	$-10,9 \times 10^{-5}$	$8,4 \times 10^{-5}$	$19,4 \times 10^{-5}$	$-3,6 \times 10^{-5}$
6 kdp	$22,5 \times 10^{-5}$	$22,9 \times 10^{-5}$	$-1,1 \times 10^{-5}$	$12,4 \times 10^{-5}$	$15,0 \times 10^{-5}$	$1,5 \times 10^{-5}$
6 kmb	$12,5 \times 10^{-5}$	$20,2 \times 10^{-5}$	$-5,5 \times 10^{-5}$	$8,3 \times 10^{-5}$	$13,2 \times 10^{-5}$	$-0,9 \times 10^{-5}$
6 kdb	$24,3 \times 10^{-5}$	$13,4 \times 10^{-5}$	$3,4 \times 10^{-5}$	$13,0 \times 10^{-5}$	$10,0 \times 10^{-5}$	$3,8 \times 10^{-5}$
6 k-ort	$17,8 \times 10^{-5}$	$22,1 \times 10^{-5}$	$-3,5 \times 10^{-5}$	$10,5 \times 10^{-5}$	$14,4 \times 10^{-5}$	$0,2 \times 10^{-5}$

Çizelge 4.7. Üçüncü ve dördüncü senaryolarda dişlerdeki yer değiştirme değerleri (mm).
ap, apikal palatinal; amb, apikal mezo-bukkal; adp, apikal disto-bukkal; kdb, koronal disto- bukkal; kdp, koronal disto-palatinal; kmb, koronal mezyo-bukkal; kmp, koronal mezyo- palatinal; a-ort, apikal ortalama; k-ort, koronal ortalama.

	3. Senaryo			4. Senaryo		
	X	Y	Z	X	Y	Z
6 ap	$-0,1 \times 10^{-5}$	$-1,9 \times 10^{-5}$	$-2,3 \times 10^{-5}$	$-0,08 \times 10^{-5}$	$-1,9 \times 10^{-5}$	$-2,2 \times 10^{-5}$
6 amb	$-0,08 \times 10^{-5}$	$-3,1 \times 10^{-5}$	$-2,5 \times 10^{-5}$	$-0,04 \times 10^{-5}$	$-3,3 \times 10^{-5}$	$-2,2 \times 10^{-5}$
6 adb	$-0,1 \times 10^{-5}$	$-3,4 \times 10^{-5}$	$2,0 \times 10^{-5}$	$0,03 \times 10^{-5}$	$-3,8 \times 10^{-5}$	$2,2 \times 10^{-5}$
6 a-ort	$-0,09 \times 10^{-5}$	$-2,8 \times 10^{-5}$	$-0,9 \times 10^{-5}$	$-0,3 \times 10^{-5}$	$-3,0 \times 10^{-5}$	$-0,7 \times 10^{-5}$
6 kmp	$8,5 \times 10^{-5}$	$5,9 \times 10^{-5}$	$-5,9 \times 10^{-5}$	$8,1 \times 10^{-5}$	$7,3 \times 10^{-5}$	$-4,4 \times 10^{-5}$
6 kdp	$3,1 \times 10^{-5}$	$8,3 \times 10^{-5}$	$-0,1 \times 10^{-5}$	$3,2 \times 10^{-5}$	$8,8 \times 10^{-5}$	$0,4 \times 10^{-5}$
6 kmb	$9,3 \times 10^{-5}$	$11,1 \times 10^{-5}$	$-3,7 \times 10^{-5}$	$8,9 \times 10^{-5}$	$12,0 \times 10^{-5}$	$-2,4 \times 10^{-5}$
6 kdb	$2,6 \times 10^{-5}$	$14,8 \times 10^{-5}$	$1,9 \times 10^{-5}$	$3,2 \times 10^{-5}$	$15,2 \times 10^{-5}$	$1,9 \times 10^{-5}$
6 k-ort	$5,8 \times 10^{-5}$	$10,0 \times 10^{-5}$	$-1,9 \times 10^{-5}$	$5,8 \times 10^{-5}$	$10,8 \times 10^{-5}$	$-1,1 \times 10^{-5}$

5. TARTIŞMA

5.1. Çalışmanın Amacı

Ortodontik kuvvetle birlikte uygulanan kortikotominin diş hareketini hızlandırmak, tedavi süresini kısaltmak ve ankraj kaybını azaltmak gibi avantajları bir çok çalışmada rapor edilmiştir [112, 178-180].

Wilcko ve diğerleri [112], kortikotominin etkilerini, kemik yapım-yıkımındaki hızlanma olarak özetlenebilecek RAP'a bağlarken, bu tekniğin daha önceki yıllardaki dayanağı, kortikotomi uygulanan bölgenin blok halinde hareket etmesi şeklindedir [181, 182]. Chung ve diğerlerine göre ise kortikotomi uygulandığında kemik tabakasının bütünlüğü bozulmakta, bu durum alveol kemiğinin eğilmesine hatta kemikte yaş kırık oluşmasına neden olmakta ve böylece kemiğin diş hareketine karşı direnci azalmaktadır [183]. Ortodontik diş hareketi dişin etrafındaki alveol kemiğinin ve PDL'nin remodelingi sonucunda oluşmaktadır [184, 185]. Ortodontik apareyin uyguladığı kuvvete yani mekanik uyarana cevap olarak, PDL'de ve alveol kemiğinde diş hareketinin oluşması için gerekli olan kemik yapım ve yıkımını sağlayacak bir dizi biyolojik cevap meydana gelir. Mekanik uyarının etkisi ve dağılımı, ortodontik kuvvetin büyüklüğünden ziyade, dentoalveolar yapıların şekli ve boyutunu göz önünde bulundurarak hesaplanan stres ve strain ile daha doğru olarak belirlenebilir. Stres ve strain değerleri ise, kortikotomi uygulamasında olduğu gibi kortikal kemiğin bütünlüğü bozulduğunda değişebilmektedir.

Bu görüşlerden yola çıkarak çalışmamızın amacı; iki farklı molar distalizasyonu yönteminde ikinci molarların mezyali ve distaline uygulanan vertikal alveolar kortikotominin kortikal ve spongios kemikte, dişlerde ve PDL'de oluşan Von Mises stresleri ve dişlerdeki yer değiştirme miktarları üzerindeki etkilerini SEA kullanarak değerlendirmektir.

Maksiller molarların distalizasyonu, dişsel sınıf II maloklüzyonun düzeltilmesi, bimaxiller protrüzyona sahip olan hastaların tedavisi ve üst dental arkta yer darlığı bulunan vakaların çekimsiz tedavisi için önerilen bir tedavi yaklaşımıdır.

Ancak, ağız dışı distalizasyon yöntemi olan headgearlerin ve ağız içi distalizasyon yöntemlerinden biri olan intermaksiller yöntemlerin hasta kooperasyonu gerektirmesi tedavinin etkinliğini azaltan önemli bir faktördür [26].

Hasta kooperasyonu gerektirmeyen ağız içi intramaksillar yöntemlerin en önemli dezavantajı ise bu apareyler ile yeterli ankraj kontrolünün sağlanamaması sonucu anterior bölgedeki dişlerin mezyale migrasyonu veya protrüze olmasıdır [26].

Son yirmi yılda iskeletsel ankraj sistemlerinin kullanımının önemli bir ortodontik tedavi stratejisi haline gelmesi, araştırmacıları konvansiyonel molar distalizasyonu uygulamalarında meydana gelen istenmeyen yan etkilerin elimine edilmesi amacıyla mini-vida destekli molar distalizasyonu yöntemleri geliştirmesine yöneltmiştir [186].

Literatür incelendiğinde mini-vidaların molar distalizasyonunda ankraj amaçlı kullanımının genellikle, konvansiyonel ağız içi molar distalizasyonu apareylerinin minivida eklenerek modifiye edilmesi şeklinde olduğu görülmektedir [41, 52, 78].

Dişlere uzun süreli, şiddeti yüksek olan ortodontik kuvvet uygulanması hem dentoalveolar yapılarda istenmeyen değişikliklere (PDL’de liflerin histolojik modifikasyonu sonucu oluşan ankiloz, eksternal kök rezorpsiyonu) sebep olduğu bilinmektedir [88].

Günümüze kadar ortodontik diş hareketini kolaylaştırmak ve tedavi süresini kısaltmaya yönelik; kimyasal uygulamalar, mekanik uyarılar ve cerrahi uygulamalar gibi teknikler geliştirilmiştir. Ancak, kimyasal maddelerin ve mekanik uyarıların hem yan etkilerinin olması hem de diş hareketini kolaylaştırması üzerindeki etkinliklerinin tartışılabilir olması sebebiyle bu tür yaklaşımların klinik kullanımı yaygınlaşmamıştır [88].

Ortodontik diş hareketine karşı direnci azaltmak ve diş hareketini kolaylaştırmak için alveolar osteotomi, dental distraksiyon, dentoalveolar distraksiyon ve dentoalveolar kortikotomi gibi cerrahi yaklaşımlar uygulanmaktadır. Dentoalveolar kortikotomi, diğer cerrahi yaklaşımlara göre daha az invaziv olması ve klinik uygulamasının daha basit olması nedeniyle daha fazla tercih edilmektedir [106].

Ortodontik diş hareketinin etkinliğinde dişlere uygulanan ortodontik kuvvetler ve bu kuvvetlere karşı dişleri destekleyen dokuların vereceği yanıt önemli rol oynamaktadır.

Ortodontik aygıtlar tarafından dişlere uygulanan kuvvetler, PDL'ye ve daha sonra alveolar kemiğe aktararak, dentoalveolar dokuların mekanik yapısının değişmesine katkıda bulunmaktadır [133].

Ancak ortodontik kuvvetin ve dentoalveolar yapılar arasında kuvvet iletimi sonucunda oluşan iç kuvvetlerin klinik şartlarda değerlendirilmesinin oldukça güç olması, araştırmacıları kuvvet analizi yöntemlerinin kullanılmasına yöneltmiştir. Kuvvet analizi yöntemleri ile biyolojik dokularda oluşan iç kuvvetler ortodontik kuvvet kavramı yerine “stres” ve “gerinim” olarak ifade edilmektedir. Dentoalveolar yapılarda oluşan stres ve gerinim miktarlarındaki değişimin yanı sıra bu yapılarda oluşan deformasyonlar ve yer değiştirmeler üç boyutlu SEA ile hassas bir şekilde hesaplanmaktadır [143].

SEA, gerçek bir fiziksel sistemin mekanik işleyişini simüle edebilen sayısal bir teknik olduğu için klinik veya hayvan araştırmalarından farklı olarak, hasta veya deney hayvanı sayısını artırmadan ortodontik tedavi planlarının biyomekanik etkilerini incelemek amacıyla kullanılmaktadır [158]. Açıklanan bu nedenlerden dolayı çalışmamızda kuvvet veya stres analizi yöntemi olarak SEA kullanılmıştır.

SEA'nın ortodontide kullanım alanları incelendiğinde farklı tip molar distalizasyonu uygulamalarında oluşan stresleri ve kuvvetin ilk uygulandığı anda meydana gelen yer değiştirmeleri incelemek amaçlı yapılan çalışmalara rastlanmaktadır[9, 10, 158]. Ayrıca, literatürde alveolar kortikotominin diş hareketini kolaylaştırması üzerine etkisini sonlu elemanlar analizi ile inceleyen çalışmalar da bulunmaktadır[11, 12]. Ancak, literatürde kortikotominin molar distalizasyonunu kolaylaştırması üzerine etkisinin olup olmadığını SEA ile inceleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.

5.2. Gereç ve Yöntem

5.2.1. Molar distalizasyonu ve Alveolar kortikotomi

Günümüzde, teknolojinin ilerlemesi ile, bir molar distalizasyonu uygulamasında bulunması gereken neredeyse bütün kriterlere sahip olan aygıtlar tasarlanarak ortodontistlerin kullanımına sunulmuştur.

Ancak, molar distalizasyonu uygulamaları incelendiğinde diş hareketi için yaklaşık 150-300 g kuvvet uygulanması gerektiği bilinmektedir ki, bu kuvvetler dentoalveolar yapılarda ve ankraj ünitelerinde yüksek streslerin ortaya çıkmasına sebep olmaktadır[26].

Molar distalizasyonu uygulamasında alveolar kortikotominin klinik etkinliği ile ilgili literatürde sadece iki vaka raporu bulunmaktadır[26, 124]. Yapılan her iki çalışmanın sonucunda araştırmacılar, kortikotomi uygulaması ile molar distalizasyonuna karşı direncin azaltıldığını ve anterior dişlerin ankrajının artırılmasına gereksinim kalmadan kısa sürede tedavinin sonuçlanabileceğini belirtmişlerdir.

Konu ile ilgili daha önce yapılan çalışmaların kısıtlı sayıda olması, çalışmalara sınırlı sayıda bireylerin dahil edilmiş olması nedeniyle sonuçlarının tartışılabilir olması ve stres, gerinim ve yer değiştirme gibi biyomekanik etkilerin tespit edilmesinde in-vivo çalışmaların yetersizliği kortikotominin molar distalizasyonuna etkisinin SEA ile incelenmesine ihtiyaç duyurmaktadır.

5.2.2. Molar distalizasyonu – Alveolar Kortikotomi – SEA

Çalışmamızın amacı gereği tercih edilen biri palatinalden[4] (Kook ve diğerlerinin tasarladıkları MPAP apareyi) diğeri ise bukkalden[71] (Cornelis ve De Clerk'in tasarladıkları yöntem) kuvvet uygulayan mini-vida destekli molar distalizasyonu uygulamalarının sonlu elemanlar analizi ile modellenmesi yapılmıştır. Hazırlanan modeller üzerinde kortikotominin yarattığı farklılıkları incelemek amacıyla ikinci molarların mezyaline ve distaline vertikal kesiler yapılmış ve herhangi bir kortikotomi yapılmamış dört farklı senaryo oluşturulmuştur. Böylece, oluşturulan her bir modele kuvvet yüklemesi yapılarak kuvvetin dentoalveolar yapılar ve aygıtlar üzerinde yarattığı etkiler simüle edilmiştir.

MPAP apareyi ile ilgili hem klinik hem de sonlu elemanlar analizi yöntemi ile yapılan çalışmaların sonuçlarına bakıldığında hasta kooperasyonu gerektirmemesi, hastanın estetiği ve konforu açısından kabul edilebilir tasarıma sahip olması, anterior dişlerin bir miktar retraksiyonuna olanak sağlaması, molarlarda paralel hareketin elde edilmesi ve vakanın ihtiyacına göre molarlara intrüziv veya ekstrüziv kuvvet uygulanabilmesi gibi avantajlara sahip olduğu görülmektedir[4, 79].

Çalışmamızda bukkal interradiküler bölgeye yerleştirilen mini-vida destekli molar distalizasyonu uygulaması olarak Cornelis ve De Clerk'in[71] tasarladıkları distalizasyon mekaniği tercih edilmiştir. İskeletsel ankraja ihtiyaç duyan klinisyenler, klinik uygulamasının kolay olması sebebiyle en çok bukkal interradiküler kemik bölgesine mini-vida yerleştirmeyi tercih etmektedirler. Ancak, mini-vidaların interradiküler bölgeye yerleştirilmesi esnasında dişlerin köklerine temas etme riskinin olması, uygulamaların vestibül-sulkus derinliğine bağlı olarak sınırlanması ve tedavi sırasında mini-vidanın yerini değiştirmeye ihtiyaç duyulması uygulamanın dezavantajları olarak bilinmektedir[71].

Yu ve diğerleri[9], yaptıkları çalışmada Cornelis ve De Clerk'in tasarladıkları distalizasyon mekaniği ile MPAP apareyinin dentoalveolar yapılar üzerine etkilerini SEA ile karşılaştırarak incelemişlerdir. Bu çalışma, tercih edilen distalizasyon mekanikleri ve bu mekaniklerin etkisiyle ortaya çıkan biyomekanik etkilerin incelenme yöntemi açısından bizim çalışmamız ile benzerlik gösterse de, iki çalışmanın temel amacı arasında farklılıklar bulunmaktadır.

Çalışmamızda, tercih edilen iki farklı distalizasyon mekaniğinin biyomekanik etkilerinin birbiriyle karşılaştırılmasından ziyade, iki farklı molar distalizasyonu uygulamasında oluşan stresler ve dişlerdeki yer değiştirme miktarlarının ikinci molarların mezyaline ve distaline uygulanacak olan vertikal kortikotomi kesileri ile nasıl etkileneceğini belirlemek amaçlanmıştır.

5.2.3. Kortikotomi ve SEA

Dentolveolar kortikotomi ile ilgili yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde “invazivlik” derecesine göre iki grup teknik karşımıza çıkmaktadır;

- 1) Wilkco ve diğerlerinin [112] geliştirdiği mukoperiosteal flep kaldırıldıktan sonra dişlerin etrafına perforasyonlar açarak uygulanan PAOO tekniği ve bu tekniğin modifikasyonları,
- 2) Kortikal aktivasyon uygulaması amacıyla klinik uygulanması açısından daha basit olan ve flep kaldırmaksızın uygulandığı için daha az invaziv olan “ortodontik mikro-cerrahi” teknikleridir ki bu teknikler: “Piezo-cerrahi”[112], “Piezo-

puncture’’[120], ‘Corticision’’[118], ‘Mikro-osteoperforasyonlar’’ [119] gibi isimler olarak literatürde yer almaktadırlar.

Çalışmamızda oluşturulan dört senaryodan ikisinde ikinci grup dentoalveolar kortikotomi tekniğine daha yakın bir uygulama yani minimal invaziv dentoalveolar kortikotomi uygulaması tercih edilmiştir. Bu amaçla her iki ikinci molar dişin hem mezyaline hem de distaline olmak üzere toplam 4 adet vertikal alveolar kortikotomi kesileri çalışma modellerine eklenmiştir. Alveolar kret tepesinin 2 mm uzağından başlayıp kök uçlarının 2 mm üzerinde sonlanan vertikal kortikotomi kesilerinin kalınlığı, Piezo cerrahi cihazının (EMS Piezon Surgery, İsviçre) SL1 ucunun kalınlığı dikkate alınarak 0.8 mm olarak ayarlanmıştır. Oluşturulan tüm modellerde kortikal kemik kalınlığı 2 mm olarak düzenlenmesi nedeniyle derinliği 2 mm olarak ayarlanan kortikotomi kesileri, sadece kortikal kemik katmanı ile sınırlı tutularak spongioz kemiğe müdahale edilmemiştir.

Literatürde kortikotomi uygulamasının ortodontik diş hareketi üzerine etkilerini SEA ile inceleyen sınırlı sayıda çalışmaya rastlanmaktadır.

Yang ve diğerleri[11], kanin retraksiyonunu kolaylaştırmak amacıyla yapılan 24 farklı kortikotomi yaklaşımının (kanin diş mesafesi, pozisyonu ve genişliği açısından farklı olan kortikotomi kesileri) dentoalveolar yapılar üzerindeki biyomekanik etkilerini SEA ile incelemişlerdir. Araştırmacılar, çalışmadan elde edilen sonuçlarda :

- Kortikotominin maksiller kaninlerin retraksiyonunda dentoalveolar yapıların vereceği yanıtı etkileyebileceğini,
- Kortikotominin konumunun dentoalveolar yapıların vereceği yanıtı etkileyebileceğini, kanin dişin distaline uygulanan kortikotomi ile kaninin kökünü çevreleyen kortikotominin eşit oranda etkili olduğunu,
- Kortikotomi kesilerinin kalınlığının dişlerdeki hareket miktarını etkilemediğini (çalışmada 0.4; 0.6 ve 0.8 mm olmak üzere üç farklı kalınlıkta kortikotomi kesileri uygulanmıştır)
- Kortikotomi kesisi ile köpek dişi arasındaki mesafe arttıkça kortikotominin biyomekanik etkilerinin giderek azaldığını rapor etmişlerdir.

Kortikotominin diş hareketinin biyomekaniği üzerine etkisini SEA ile inceleyen bir diğer alışma Verna ve diğerlerinin[187] 2017 yılında yaptıkları çalışmadır. Araştırmacılar, kortikal kemiğe uygulanan cerrahi teknikler sonucu meydana gelen RAP'ın kemik yoğunluğunu %41 oranında azalttığı görüşünü baz alarak, alt anterior dişler bölgesindeki kortikal kemiğin yoğunluğunu aynı oranda azaltmışlar. Analiz sonuçlarında kortikal kemik yoğunluğu azaltılmış modelde kontrol modeline göre alt kesici dişlerin daha fazla hareket ettiği belirlenmiştir. Bununla birlikte yazarlar, kortikal kemiğin bu şekilde ‘‘manipüle edilmesi’’ ile elde edilen sonuçların alveolar kemiğin farklı bölgelerinde ve bireyden bireye ve farklılık gösterebileceğini bildirmişlerdir.

Xue ve diğerleri [12], Periodontal Distraksiyon (PD) ve Dentoalveolar Distraksiyon Osteogenezis (DDO) uygulamalarının kanin retraksiyonuna etkisini SEA ile inceledikleri çalışmanın sonucunda her iki cerrahi yaklaşımın simüle edildiği modellerde konvansiyonel kanin retraksiyonu modeline göre kanin retraksiyonuna karşı direncin azaldığı belirtilmiştir.

Ortodontik diş hareketini kolaylaştırmak amacıyla uygulanan cerrahi yaklaşımların tanıtıldığı ilk klinik çalışmalarda [112], [113] hem bukkal hem de palatinal bölgelerden sulkuler insizyon yapılp mukoperiosteal flep kaldırılmasını takiben dişleri çevreleyen alveolar kemiğe kortikotomi uygulanması önerilmiştir.

Ancak, palatinal flep kaldırılmasının periodontal hasara neden olabileceğini ve hastanın post operatif konforunu göz önünde bulunduran araştırmacılar sadece bukkal bölgeye kortikotomi uyguladıkları çalışmalar yaparak bu yöntem ile de başarılı sonuçlar elde edilebileceğini bildirmişlerdir[120].

Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda hem bukkal hem de palatinal bölgeden kuvvet uygulayan distalizasyon mekanikleri tercih edilmesine rağmen sadece bukkal bölgeye dentoalveolar kortikotomi yapılarak minimal invaziv SAD uygulamasının belirtilen molar distalizasyonu uygulamaları üzerinde yarattığı biyomekanik farklılıkları incelemek amaçlanmıştır.

5.2.4. SEA ile modelleme

SEA'nın temel prensibi karmaşık geometrik özelliklere ve davranışlara sahip olan maddelerin, "eleman" adı verilen küçük ve sonlu sayıda bölümlere ayrılarak çözümlenmesidir. Analizin daha hassas ve gerçeğe yakın sonuçlar verebilmesi için modellerin yapılandırılması aşamasında modellerin mümkün olduğu kadar daha fazla sayıda elemana bölünmesi ve modeli oluşturan elemanların mümkün olduğunca fazla sayıda yüzeye ve düğüme (node) sahip olması gerekmektedir.

Günümüzde, SEA için kullanılan yazılım programlarının gelişmesi ile kompleks geometriye sahip olan anatomik yapıların detaylandırılması konusunda oldukça ileriye gidilmiştir.

Çalışmamızda, modellerin yapılandırılması amacıyla son yıllarda SEA çalışmalarında yoğunlukla kullanılan Algor yazılımı (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) kullanılmıştır. Bu yazılımın özelliği modelin daha detaylı gösterilmesi için mümkün olduğu kadar 8 nodlu elemanlar kullanmaktır. Ancak, incelenecek olan anatomik yapılar (kortikal kemik, spongios kemik dişler, PDL) ve ortodontik aygıtlar karmaşık geometriye sahip oldukları için yazılım, kendi algoritmasına göre 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı yerleri 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlarla doldurmaktadır.

SEA'nın yürütülmesindeki en önemli aşamalardan biri incelenecek olan yapıların malzeme özelliklerinin programa tanıtılmasıdır.

Modellere uygulanan kuvvet sonucu meydana gelen streslerin dağılımını etkileyen en önemli faktör olan malzeme özelliklerinden en az ikisinin (Elastiklik Modülü'nün ve Poisson Oranı'nın) modele aktarılması gerekmektedir. Çalışmamızda kullanılan modellerdeki malzemelerin mekanik özellikleri Yang ve diğerlerinin[11] yaptıkları çalışma referans alınarak seçilmiştir.

Çalışmamızda oluşturulan modellerdeki tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Fakat, gerçekte herhangi bir biyolojik materyalin ve yapının tamamen homojen, izotrop ve uniform olması mümkün kabul edilmemektedir[12].

Örneğin, PDL, karmaşık damarlar sistemi ve oldukça yoğun fibriller içeren hücresel bağ dokusundan oluşan kompleks bir yapı olmasına rağmen yapılan çeşitli çalışmalarda bizim çalışmamız ile uyumlu olarak PDL'nin uniform, homojen ve izotropik olarak kabul edildiği bilinmektedir[10, 154, 155]. Buna karşın, yapılan bazı çalışmalarda ise PDL'ye bireysel morfolojik ve anatomik varyasyonlara açık olan non-lineer özellikler verilmiştir[11, 134, 188]. Hohmann ve diğerlerinin [189] yaptıkları çalışmada periodontal ligamentin uniform olup-olmadığının periodontal ligamentdeki stres dağılımı üzerinde etkili olmadığı ancak başlangıç diş hareketi miktarını etkilediği gösterilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde kuvvet uygulaması sonucu modeli oluşturan yapılar arasındaki rölatif hareketleri incelemek amacıyla modelde bazı düğüm noktalarının belirli yönlerde (x, y ve z yönlerinde) hareketinin kısıtlanması gerekmektedir. Analizin bu aşamasına "sınır şartlarının tanımlanması" denmektedir. Sınır şartları uygun olarak tanımlanmazsa elde edilen simülasyonda uzayda atipik yönlerde yer değiştirmeler meydana gelebilmektedir. Çalışmamızda, Kang ve diğerlerinin[10] yaptıkları çalışma ile uyumlu olarak, oluşturulan bütün modellerde sirkummaksiller suturların üst ve arka bölgesinden bütün yönlerde her DOF (Degree Of Freedom)'da "0" harekete sahip olacak şekilde sabitleme yapılmıştır. Dişler ve braketler tamamen hareketsiz şekilde birleştirilerek modellenirken, braketler ark teli üzerinde sürtünmesiz harekete izin verecek şekilde modellenmiştir. Alveolar kemik ile PDL arasındaki bağlantı hareketli olarak tanımlandığı halde, PDL ile diş kökleri arasında tamamen hareketsiz şekilde birleştirilmiştir. Mini-vidalarla kemik yapıları arasında da tamamen hareketsiz birleşme tanımlanmıştır.

Çalışmamızda oluşturulan 4 farklı modelde ve 2 farklı kuvvet yüklemesi koşulunda toplam 4 analiz gerçekleştirilmiştir. MPAP ile ilgili yapılan klinik çalışmalar incelendiğinde sağ ve sol taraf için 250 - 300'er g distalizasyon kuvveti uygulandığı görülmektedir[4, 10, 79, 81]. MPAP apareyini tasarlayan Kook ve diğerleri[83], total ark distalizasyonu için en az toplam 450-500 g kuvvet uygulanması gerektiği için her iki tarafta 250-300'er g kuvvet uygulandığını belirtmiştir. Kang ve diğerleri [10], SEA kullanarak ikinci molarların varlığının ve üçüncü molarların sürme aşamalarının birinci molarların distalizasyonu üzerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, Yu ve diğerleri [9] ise gene aynı yöntemle iskeletsel ankraj destekli molar distalizasyonu mekaniklerini değerlendirdikleri çalışmalarında MPAP apareyi ile 150 g distalizasyon kuvveti uygulamışlardır. Çalışmamızda da total ark distalizasyonu değil, molar distalizasyonu amaçlandığı için

Kang ve diğerlerinin[10] ve Yu ve diğerlerinin[9] çalışmalarına benzer olarak 150 g kuvvet tercih edilmiştir.

Bondemark[190], ikinci molarların mevcut olmasının birinci molarların distalizasyonuna karşı direnci artırdığını savunurken, bazı çalışmalarda ikinci ve üçüncü molarların sürüp sürmemiş olmasının birinci molarların distalizasyonunda etkisinin olmadığı belirlenmiştir[191, 192]. Kook ve diğerleri[83] yaptıkları çalışmada MPAP apareyi ile tedavi görmüş 20 hastada, üçüncü molarların mevcut olup olmamasının birinci molarların distalizasyon miktarını etkilemediği sonucuna varmışlardır.

Cornelis ve De Clerk'in[71] yaptığı çalışmada ise molar distalizasyonu amacıyla uygulanan 150 gr'lık kuvvetin birinci ve ikinci molarların distalizasyonu için yeterli olduğu belirtilmiştir.

Bu nedenle çalışmamızda her iki modelde, molar distalizasyonu amacı ile 150 gr. distal yönlü kuvvet uygulanmıştır.

5.3. Bulgular

5.3.1. Kortikal ve spongios kemikte oluşan Von Mises stres dağılımlarına ait bulguların değerlendirilmesi

Kuvvet yüklenmesine maruz kalan kemikte oluşan mekanik stres, strain olarak tanımlanan kemiğin deformasyonuna ve boyutsal değişimine sebep olmaktadır. Strain derecesi, stres ve kemiğin mekanik özellikleri ile ilişkilidir. Mekanik kuvvetin biyolojik reaksiyon ile ilişkisini açıklayan en önemli teorilerden biri olan Frost'un ‘mekanostat’ teorisi, kemik üzerinde oluşan farklı strain değerleri ile kemiğin rezorpsiyon/apozisyon dengesi arasındaki korelasyonu açıklamaktadır. Bu teoriye göre 50-1500 μ strain değerleri aralığında rezorpsiyon ile apozisyon arasında dengeli bir korelasyon vardır. Yani bu değerler aralığında strain oluşturan yük altındaki kemikte dengeli bir remodeling süreci beklenmektedir. Ancak, 50 μ strainden daha az değerlerde rezorpsiyon/apozisyon dengesi rezorpsiyon lehine bozulmakta ve kemikte kullanılmamaya bağlı olarak atrofi meydana gelmektedir. 1500-3000 μ strain değerlerde ise kemikte rezorpsiyon/apozisyon dengesi giderek apozisyon lehine değişmekte ve dolayısıyla kemikte modeling stimüle edilirken

rezorpsiyon inhibe edilmektedir. 3000-4000 μ strain değerlerinin aşılmasının ise kemikte mikro-fraktürlere sebep olabileceği belirtilmiştir[193].

Hansson ve diğerleri[194], Frost'un[193] teorisine göre kemikteki 3000-4000 μ strain değerlerinin yaklaşık 45-60 N/mm² stres değerlerine karşılık geldiğini ve bu değerler aşıldığında kemikte mikro hasar gerçekleşebileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızdaki tüm senaryolarda kortikal ve spongios kemikte belirlenen noktalarda oluşan stres değerlerinin 50 μ strainden daha az değerlere karşılık geldiği tespit edilmiştir. Bu durumun dişleri çevreleyen kemikteki rezorpsiyon/apozisyon dengesini rezorpsiyon lehine çevireceği ve diş hareketi açısından avantaj sağlayabileceği düşünülmektedir.

Kortikal kemikteki belirlenmiş 8 noktada meydana gelen Von Mises stres dağılımları incelendiğinde, birinci senaryoda en yüksek stres değerinin birinci molar dişlerin marjinal sırtı hizasında (6 no'lu noktada), ikinci senaryoda ise 6 no'lu nokta ihmal edilebilir düzeyde düşük değere sahip olmakla birlikte 6 ve 7 no'lu bölgelerde yoğunlaştığı görülmektedir. Üçüncü ve dördüncü senaryolarda ise en yüksek stres değerlerinin bukkal mini-vidanın yerleştirildiği bölgeye yakın olan 3 no'lu noktada yani ikinci premoların kök ucu hizasında görülmektedir. Bu bölgede belirlenen **18,3 x 10⁻²** (kortikotomisiz) ve **18,4 x 10⁻² N/mm²** (kortikotomili) değerindeki stresler tüm senaryolar dikkate alındığında rastlanan en yüksek stres değerleridir. Kuvvet uygulanan noktaya yakın bölgelerde streslerin daha fazla yoğunlaştığı bilinmektedir [195]. Üçüncü ve dördüncü senaryolarda anterior dişlerde oluşabilecek ankraj kaybını önlemek amacıyla bukkal mini-vidadan ark teli üzerindeki çengele uzanan kapalı yayın uyguladığı 150 gr'lık kuvvetin mini-vida aracılığıyla kemiğe iletildiği ve distalizasyon amacı ile birinci premolar ve birinci molar arasına yerleştirilen açık yayın birinci premolara uyguladığı kuvvete eklendiği düşünülürse bu bulgu şaşırtıcı değildir.

Kortikotominin anlık stres değerleri üzerindeki etkisi değerlendirildiğinde, MPAP modelinde, kortikotominin birinci ve ikinci molarların marjinal sırtları hizasındaki kortikal kemikte görülen Von Mises stres değerlerini yarıyarıya azalttığı görülürken, benzer etki spongios kemikte sadece birinci molarların marjinal sırtı hizasında izlenmektedir. Distalizasyon kuvvetinin bukkalden etki ettiği modelde ise kortikotominin hem kortikal hem de spongios kemik üzerinde oluşan stres seviyelerine etkisi ihmal edilebilir

düzeydedir Bu bulgu, MPAP modellerinde palatinal bölgeden kuvvet uygulanmasına rağmen, kortikotomi kesilerinin bukkal kortikal kemikteki stres seviyelerini azaltması açısından daha etkili olduğunu göstermektedir.

Xue ve diğerleri[12], Periodontal Distraksiyon (PD) ve Dentoalveolar Distraksiyon Osteogenezis (DDO) uygulamalarının kanin retraksiyonuna etkisini sonlu elemanlar analizi ile inceledikleri çalışmanın sonucunda her iki cerrahi yaklaşımın simüle edildiği modellerde her hangi bir cerrahi uygulanmayan kanin retraksiyonu modeline göre kortikal kemikteki stres değerlerinde belirgin düzeyde azalma görüldüğünü rapor etmişlerdir. Araştırmacılara göre her iki cerrahi yaklaşım ile kortikal kemikteki stres değerlerinin azalması kanin retraksiyonuna karşı direncin azaltmaktadır. Çalışmamızda kortikotomi uygulamasının kortikal kemikteki stres değerlerini Xue ve diğerlerinin[12] çalışmasına oranla daha az azaltmasının sebebi kortikotomi kesilerinin boyutlarının daha az olması ile açıklanabilir.

Spongioz kemiğe ait bulgular değerlendirildiğinde, MPAP modelinde kortikotomi uygulaması sonucunda sadece en yüksek stres değerinin belirlendiği birinci moların marjinal sırt hizasında (6 no'lu noktada) Von Mises stres değerlerinin yar yarıya azaldığı görülmüştür. Diğer bölgelerin bir kısmında ihmal edilebilir düşüşler meydana gelmiş veya değişiklik olmamıştır. Kuvvetin bukkalden uygulandığı ikinci modelde gerçekleştirilen üçüncü ve dördüncü senaryolarda ise bukkal bölgedeki spongioz kemikte oluşan Von Mises stres değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Yang ve diğerlerinin[11] kortikotomi uygulamalarının kanin retraksiyonuna etkisini inceledikleri çalışmalarında kortikotomi kesilerinin olduğu bölgelerde spongioz kemikteki stres değerlerinin arttığı belirtilmiştir ki bu bulgu bizim çalışmamızın bulguları ile uyumlu değildir. Bunun nedeninin Yang ve diğerlerinin[11] çalışmasındaki kortikotomi yönteminin, hareketi incelenen dişin ve anatomik bölgenin bizim çalışmamızdan farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda ortaya çıkan dikkate değer bulgulardan biri de oluşturulan tüm senaryolarda kortikal kemikte spongioz kemiğe oranla daha fazla stres oluşmasıdır. Daha önceki SEA çalışmalarında bizim çalışmamıza uyumlu olarak stresin büyük oranda kortikal kemik tarafından "absorbe" edildiği ve spongioz kemiğe ise daha düşük değerlerde iletildiği

bildirilmiştir[11, 175, 196-199]. Bu durum, elastisite modülü değerinin kortikal kemikte spongios kemiğe göre daha yüksek olmasından kaynaklanmaktadır.

5.3.2. Birinci molar dişlerde ve bu dişlerin çevresindeki PDL’de oluşan stres değerlerine ait bulguların değerlendirilmesi

Birinci molar dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri ve dağılımları incelendiğinde birinci ve ikinci senaryolarda dağılım ve değerler açısından hiçbir farklılık görülmemiştir. Her iki senaryoda da Von Mises streslerinin kronun palatinal yüzünde yoğunlaştığı, bu yoğunluğun homojen olarak palatinal kökün servikal ve orta bölümüne, trifurkasyon bölgesine, mezyobukkal ve distobukkal köklerin palatinal yüzeylerine kadar devam ettiği ancak kronun bukkal yüzünde ve bukkal tüberkülde azaldığı, köklerin apikallerinde ise belirgin şekilde düştüğü görülmektedir. Bu dağılım, maksiller ikinci ve üçüncü molarların erüpsiyon evrelerinin molar distalizasyonu üzerindeki etkilerini SEA ile değerlendiren Kang ve diğerlerinin[10] MPAP ile elde ettikleri bulgular ile benzerlik taşımaktadır. Söz konusu çalışmada da Von Mises streslerinin köklerin apikal 1/3’üne kadar yoğun olduğu ve homojen dağıldığı, apikal 1/3’ünde ise bir azalma meydana geldiği görülmektedir ancak çalışmada sadece longitudinal kesit görselleri kullanıldığı için sonuçlarda stres dağılımına ayrıntılı olarak yer verilmemiştir.

Üçüncü ve dördüncü senaryolarda Von Mises streslerinin birinci molar dişteki dağılımının farksız olduğu, streslerinin kronun bukkal yüzünde yoğunlaştığı ve bu yoğunluğun trifurkasyon bölgesine ve her üç kökün servikal ve orta 1/3’üne kadar yayıldığı, kronun palatinal yüzeyinde ise yoğunluğun azaldığı, yoğunluğun en az olduğu bölgelerin köklerin apikal 1/3’leri olduğu görülmektedir. Von Mises stres değerleri dikkate alındığında, kök yüzeyinde belirlenen en yüksek değerin kortikotomi uygulanmış senaryoda (dördüncü senaryo) kortikotomisiz senaryoya göre ihmal edilebilir düzeyde azaldığı bununla birlikte kronun bukkal yüzeyinde belirlenen en yüksek değerin belirgin şekilde düştüğü dikkat çekmiştir (üçüncü senaryo: $22 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$, dördüncü senaryo: $9,3 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$). Asal stresler değerlendirildiğinde kronun bukkal yüzeyindeki streslerin gerilimden kaynaklandığı görülmektedir. Bu durum diş yüzeyine çekme kuvvetinin etki ettiği yani, bukkalden uygulanan distalizasyon mekanizmasının dişe aynı zamanda bukkal yönde de kuvvet uyguladığı şeklinde yorumlanabilir. Mine dokusunun maksimum çekme dayanımı çeşitli çalışmalarda oldukça farklı değerlerde ($10,3 \text{ N/mm}^2 - 42,1 \text{ N/mm}^2$ aralığında) rapor

edilmiştir[200, 201]. Değer aralığının genişliği kesin bir çıkarım yapmaya imkan tanımasa da, diş üzerine etki eden stres değerindeki düşüşün mine yapısının bütünlüğünün korunması açısından klinik fayda sağlayabileceği düşünülebilir.

Kortikotomi uygulaması, dişler üzerindeki asal streslerin dağılımları ve değerleri açısından senaryolar arasında bir fark oluşturmamıştır. Birinci ve ikinci senaryolarda, genel olarak her üç kökün ve kronun mezyal yüzeyinde, üçüncü ve dördüncü senaryolarda ise mezyobukkal ve palatinal köklerin mezyal ve kronun mezyobukkal yüzeylerinde gerilim oluştuğunu ifade eden yüksek maksimum asal stres değerleri görülmüştür. Kuvvetin etki ettiği yönün tersinde bulunan diş yüzeylerinde, yani mezyal yüzeylerdeki stres artışlarının gerilimden kaynaklanması, gerilim bölgesi olarak adlandırılan bu bölgelerde, periodontal aralığın genişlediği ve periodontal ligamentin uzayarak diş yüzeyine gerilim tipi kuvvet uyguladığına dair klasik bilgi ile açıklanabilir [184]. Basınca bağlı stres artışı olan bölgeleri ifade eden yüksek minimum asal stres değerleri, birinci ve ikinci senaryolarda distobukkal kökün distal yüzeyinde ve palatinal kökün distal ve palatinal yüzeylerinin servikal 1/3'ünde, kronun palatinal yüzeyinde, üçüncü ve dördüncü senaryolarda ise distobukkal ve palatinal köklerin distal yüzeylerinin servikal ve orta 1/3'lerinde belirlenmiştir. Bu iki senaryoda, basınç bölgelerinin gerilim bölgeleri kadar düzenli dağılım göstermemesi, yani dişin hareket ettiği yöndeki yüzeylerde net basınca bağlı stres artışı olmaması, dişin distal yönde hareket ederken aynı zamanda diğer iki ekseninde de hareket etmesine bağlanabilir.

Çalışmamızda, kortikotomi uygulamasının kök yüzeylerinde meydana gelen Von mises stresleri üzerinde hiçbir değişiklik yaratmaması, Yang ve diğerlerinin[11] retraksiyonu hedeflenen kanin dişe farklı uzaklıklarda ve farklı şekil ve genişliklerdeki kortikotomilerin etkilerini inceledikleri çalışmanın sonuçları ile uyumsuzdur. Yang ve diğerlerinin çalışmasında, değerlendirilen tüm kortikotomi varyasyonlarının kanin diş üzerine etki eden stres değerlerinde düşüş ile sonuçlandığı bildirilmiştir. İki çalışmanın bulgularındaki uyumsuzluk, model geometrilerinin, SEA simülasyonlarının sınır koşullarının, kontakt tanımlamalarının, uygulamanın gerçekleştirildiği anatomik bölgenin farklı olması, daha da önemlisi Yang ve diğerlerinin çalışmasında tek köklü, tez çalışmamızda ise interradiküler kemiğin de diş hareketine direnç gösterdiği çok köklü molar dişin değerlendirilmiş olması ile açıklanabilir.

Çalışmamızda, PDL’de oluşan en yüksek stres değerleri tüm senaryolarda kuvvet uygulaması yapılan tarafın (birinci ve ikinci senaryolarda palatinal, üçüncü ve dördüncü senaryolarda bukkal) ve mezyal yüzeylerin servikal bölgesinde oluşmuştur. Kron hizasından distal yönde kuvvet uygulanan molar dişlerin direnç merkezinin (Cres) furkasyo bölgesi olduğu Croci ve Caria[202] tarafından bir SEA çalışması ile gösterilmiştir. Bu bilgi ışığında, çalışmamızda direnç merkezinin uzağından uygulanan distalizasyon kuvvetinin etkisi ile birinci moların distale devrilme hareketi yaptığı ve bu nedenle periodontal ligamentin servikal bölgesinde basınç oluştuğu düşünülmüştür.

PDL’de belirlenen en yüksek Von Mises stres değerlerinin tüm senaryolarda gerilim bölgesinde yer aldığı görülmektedir. Yani dört senaryoda da PDL’de gerilime bağlı oluşan stres, basınca bağlı oluşan stresden daha yüksektir. Cattaneo ve diğerlerinin[134] çalışmasında da benzer bulgu rapor edilmiştir; Ammar ve diğerlerinin[203] çalışmasında ise basınç stresleri, gerilim streslerinden daha yüksek bulunmuştur

Literatürde diş hareketinde, uygulanan kuvvetin büyüklüğünden ziyade ortodontik kuvvet sonucu periodonsiyumda oluşan stresin büyüklüğü ve dağılımının gerçek mekanik parametre olduğunu savunan çalışmalar bulunmaktadır[150, 185, 204]. Schwarz 1932 yılında optimal kuvveti “periodontal doku basıncını, kapiller kan damarlarının kapanmasına neden olmayacak düzeyde artıran “kuvvet” olarak tanımlamıştır [205]. Günümüze kadar küçük değişikliklerle, ancak desteklenerek gelen bu görüşe göre, periodontal dokuda oluşan basınç kapiller kan basıncının çok üzerine ulaştığında, dokuda lokal iskemi ve dejenerasyon, kapiller kan basıncının biraz altında kalan basınçta ise diş hareketi için gerekli olan kemik rezorpsiyonu meydana gelir[206]. Çeşitli kaynaklarda, kapiller kan basıncı değeri $0,20 \times 10^{-2} - 0,47 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ arasında rapor edilmektedir[207]. Hohmann ve diğerleri [208], kuvvet uygulandıktan sonra çekilmiş bir dişin mikro CT görüntüleri ile aynı dişin SEA modelini karşılaştırdıkları çalışmalarında, periodontal ligamentte basıncın $0,47 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ değerini geçtiği bölgelerin kök rezorpsiyonu alanlarına denk geldiğini bildirmiştir. Çalışmamızda, PDL de belirlenen en yüksek Von Mises stres değerleri birinci senaryoda $4,9 \times 10^{-2}$ ve $4,2 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ iken, kortikotomi uygulanan ikinci senaryoda $1,0 \times 10^{-2}$ ve $2,7 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ değerine inmiş, üçüncü senaryoda $1,3 \times 10^{-2}$ ve $1,0 \times 10^{-2} \text{ N/mm}^2$ olan değerler kortikotomi uygulanan dördüncü senaryoda değişmeden kalmıştır. Bu değerlerin, yukarıda değinilen kapiller kan basıncı aralığı ile kıyaslandığında oldukça yüksek olduğu açıktır. Ancak çalışmamızda

rapor edilen değerler, gerilim bölgesine ait değerlerdir ve bugüne kadar yapılan çalışmalarda yüksek stres değerlerinin gerilim bölgesinde olumsuz doku reaksiyonu oluşturup oluşturmadığı değerlendirilmemiştir[209]. Asal stres dağılımlarına dayanarak basınç bölgesi olarak yorumlanan alanlara ait sayısal Von Mises stres değerlerine çalışmamızın bulgularında yer verilmese de, görsellerden basınç bölgelerindeki stres değerlerinin tüm senaryolarda oldukça düşük olduğu anlaşılmaktadır.

Yapılan çalışmalarda diş hareketinin tipine göre PDL’de oluşan stres dağılımının farklılık gösterdiği belirlenmiştir[146, 156]. Devrilme hareketinde stresin periodonsiyum üzerindeki dağılımının eşit olmadığı, servikal bölgede apikal bölgeye nazaran daha yüksek olduğu belirlenirken, paralel harekette ise stres dağılımının daha homojen bir şekilde gerçekleştiği belirlenmiştir[150].

Tanne ve diğerleri[156], paralel diş hareketinde hem alveolar kemikte hem de PDL’de devrilme hareketine göre daha az stres oluştuğunu ve oluşan streslerin daha homojen dağıldığını belirterek paralel hareketin daha fizyolojik olduğunu bildirmiştir.

Bu bilgiler ışığında hem MPAP modelinde hem de bukkalden kuvvet uygulayan distalizasyon modelinde uygulanan kuvvellerin distale devrilme hareketine yol açacağı tahmin edilmektedir.

5.3.3. Molar dişlerde meydana gelen transversal yöndeki yer değiştirme miktarlarına ait bulguların değerlendirilmesi

Çalışmamızda hem kortikotomisiz hem de kortikotomi kesisi olan MPAP modellerinde kuvvet uygulanması sonucu birinci molar dişlerin kronlarında (birinci senaryo: **$17,8 \times 10^{-5}$ mm**; ikinci senaryo; **$10,5 \times 10^{-5}$ mm**) kök uçlarına (birinci senaryo: **$0,5 \times 10^{-5}$ mm**; ikinci senaryo; **$1,2 \times 10^{-5}$ mm**) oranla bukkal yönde daha fazla yer değiştirme görülmesi, birinci ve ikinci senaryoda birinci molar dişlerin bukkale devrildiğinin göstergesidir. Ayrıca birinci senaryodaki bukkale devrilme miktarının ikinci senaryoya göre az da olsa daha fazla olduğu görülmesi, kortikotomi uygulamasının birinci molarlarda meydana gelen istenmeyen bukkale devrilme hareketini azalttığı yönünde çıkarım yapmaya imkan tanımaktadır (Çizelge 4.6).

Üçüncü ve dördüncü senaryolarda birinci molar dişlerin kronlarında bukkal yönde (üçüncü senaryo: $5,8 \times 10^{-5} \text{ mm}$; dördüncü senaryo; $5,8 \times 10^{-5} \text{ mm}$) kök uçlarında ise palatinal yönde (üçüncü senaryo: $-0,09 \times 10^{-5} \text{ mm}$; dördüncü senaryo; $-0,3 \times 10^{-5} \text{ mm}$) yer değiştirme görülmesi, üçüncü ve dördüncü senaryoda birinci molar dişlerin bukkale devrildiğinin göstergesidir. Ayrıca, üçüncü ve dördüncü senaryolarda molar dişlerin bukkale devrilme miktarları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (Çizelge 4.7).

Molar dişlerin tüberkül tepelerinin distal yöndeki yer değiştirme miktarlarının farklı olması bu dişlerin rotasyona uğradığının göstergesidir[10]. Çalışmamızda molar dişlerin mezyo-palatinal tüberküllerinin (birinci senaryo: $31,9 \times 10^{-5} \text{ mm}$, ikinci senaryo: $19,4 \times 10^{-5} \text{ mm}$) distal yönde yer değiştirme miktarının disto-bukkal tüberküllerin yer değiştirme miktarından (birinci senaryo: $13,4 \times 10^{-5} \text{ mm}$, ikinci senaryo: $10,0 \times 10^{-5} \text{ mm}$) daha fazla olması MPAP modellerinde her ne kadar TPA kullanılsa da dişlerde mezyo-palatinal rotasyon meydana geldiğini göstermektedir. Ayrıca, bu değerler, kortikotomi uygulaması ile MPAP modelinde birinci molar dişlerde meydana gelen mezyo-palatinal rotasyon miktarının azaldığını göstermektedir. Hem Kang ve diğerlerinin[10], hem de Yu ve diğerlerinin[9] yaptıkları çalışmada çalışmamızın bulguları ile uyumlu olarak birinci molarlarda mezyo-palatinal rotasyon görüldüğü rapor edilmiştir.

Üçüncü ve dördüncü senaryolarda ise bukkal tüberküllerin ortalama yer değiştirme miktarının (üçüncü senaryo: $12,9 \times 10^{-5} \text{ mm}$; dördüncü senaryo: $13,5 \times 10^{-5} \text{ mm}$), palatinal tüberküllerin ortalama yer değiştirme miktarına (üçüncü senaryo: $7,1 \times 10^{-5} \text{ mm}$; dördüncü senaryo: $8,0 \times 10^{-5} \text{ mm}$) göre daha fazla olması bu dişlerde mezyo-bukkal rotasyon meydana geldiğini göstermektedir (Çizelge 4.7). Ayrıca, tüberkül tepelerindeki yer değiştirme değerleri açısından üçüncü ve dördüncü senaryolar arasındaki farkın az olması bukkalden kuvvet uygulayan distalizasyon modelinde kortikotomi uygulamasının molar dişlerde meydana gelen mezyo-bukkal rotasyon üzerindeki etkisinin ihmal edilebilir düzeyde olduğunu göstermektedir. Yu ve diğerleri[9], çalışmamızın bulguları ile uyumlu olarak bukkalden kuvvet uygulayan molar distalizasyonu modelinde dişlerde mezyo-bukkal rotasyon meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Xue ve diğerleri[12], Periodontal Distraksiyon (PD) ve Dentoalveolar Distraksiyon Osteogenezis (DDO) uygulamalarının kanin retraksiyonuna etkisini SEA ile inceledikleri çalışmanın sonucunda her iki cerrahi yaklaşımın simüle edildiği modellerde kaninin retraksiyon sırasında direncin azaldığı yöne doğru rotasyona uğradığını rapor etmişlerdir

ki, bu bulgu çalışmamızın bulguları ile uyumlu değildir. Bunun nedeninin çalışmamızda uygulanan kortikotomi yönteminin ‘‘radikal’’ olmaması ve hareketi incelenen dişin çok köklü olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

5.3.4. Molar dişlerin sagittal yöndeki hareketlerine ait bulguların değerlendirilmesi

Çalışmamızda birinci molar dişlerin kronlarında meydana gelen distal yöndeki yer değiştirme değerinin birinci senaryoda ikinci senaryoya göre belirgin bir şekilde daha fazla olduğu tespit edilirken (birinci senaryo: $22,1 \times 10^{-5} \text{ mm}$, ikinci senaryo: $14,4 \times 10^{-5} \text{ mm}$), her iki senaryoda kök uçlarının distal yöndeki yer değiştirme değeri neredeyse aynıdır (birinci senaryo: $1,5 \times 10^{-5} \text{ mm}$, ikinci senaryo: $1,6 \times 10^{-5} \text{ mm}$) (Çizelge 4.6). Bu bulgulara göre, MPAP modelinde kortikotomi uygulaması ile kronun distal yöndeki hareketi azalmış, kök uçlarındaki hareket miktarı değişmediği için birinci molar dişlerde görülen devrilme göreceli olarak azalmıştır.

Bukkal mini-vida destekli molar distalizasyonu modellerinde kuvvet uygulanması sonucu birinci molar dişlerin kronlarında distal yönde yer değiştirme meydana geldiği tespit edilirken (üçüncü senaryo: $10,0 \times 10^{-5} \text{ mm}$; dördüncü senaryo; $10,8 \times 10^{-5} \text{ mm}$), bu dişlerin kök uçlarında mezyale doğru yer değiştirme görülmüştür (üçüncü senaryo: $-2,8 \times 10^{-5} \text{ mm}$; dördüncü senaryo; $-3,0 \times 10^{-5} \text{ mm}$) (Çizelge 4.7). Bu bulgular üçüncü ve dördüncü senaryoda her iki molar dişin devrilme hareketi ile distalize olduklarını göstermektedir.

Antonarakis ve diğerleri[31], yaptıkların sistematik derlemede, intraoral molar distalizasyonu uygulamalarında distalizasyona hemen hemen her zaman bir miktar devrilmenin eşlik ettiği, devrilmenin bukkal apareylerde $8,3^\circ$ palatinal apareylerde ise $3,6^\circ$ olduğu bildirilmiştir.

Çalışmamızda elde edilen bu bulgular MPAP apareyi ile ilgili yapılan hem klinik hem de SEA kullanılarak yapılan çalışmaların bulguları ile uyum göstermemektedir. Sa'aed ve diğerleri[80], yaptıkları klinik çalışmada MPAP apareyi uygulaması ile molar dişlerin kronlarında ortalama $3,06 \text{ mm}$, köklerinde ise $3,11 \text{ mm}$ distal hareket görüldüğünü rapor etmişlerdir. Kang ve diğerleri[10], MPAP apareyinin biyomekanik etkilerini SEA kullanarak inceledikleri çalışmada birinci molarların köklerinde kronlarına oranla distal yönde daha fazla yer değiştirme görüldüğünü belirtmişlerdir. Çalışmamız ile hem çalışma

dizaynı hem de kullanılan yöntemler açısından benzerlik gösteren Yu ve diğerlerinin [9], yaptıkları çalışmada MPAP apareyi ile molarların distale doğru paralel hareket ettiği bildirilmiştir. Ancak, Yu ve diğerlerinin bukkal mini-vida destekli molar distalizasyonu uygulamasında molarlarda distale devrilme meydana geldiği bulgusu çalışmamızın bulguları ile uyumludur.

5.3.5. Molar dişlerde meydana gelen vertikal yöndeki yer değiştirme miktarlarına ait bulguların değerlendirilmesi

Çalışmamızda oluşturulan her iki MPAP modelinde birinci molar dişlerde meydana gelen vertikal yöndeki yer değiştirme değerleri incelendiğinde, bu dişin mezyal tüberküllerinde ekstrüzyon gözlenirken (birinci senaryo; 6 kmp: $-10,9 \times 10^{-5} \text{ mm}$, 6 kmb: $-5,5 \times 10^{-5} \text{ mm}$, ikinci senaryo; 6 kmp $-3,6 \times 10^{-5} \text{ mm}$, 6 kmb $-0,9 \times 10^{-5} \text{ mm}$), disto-bukkal tüberkülünde ise intrüzyon görülmektedir (birinci senaryo; 6 kdb: $3,4 \times 10^{-5} \text{ mm}$, ikinci senaryo: 6 kdb: $3,8 \times 10^{-5} \text{ mm}$) (Çizelge 4.6). Bukkal mini-vida destekli distalizasyon modellerinde birinci molar dişlerin mezyal tüberküllerinde ekstrüzyon gözlenirken (üçüncü senaryo; 6 kmp: $-5,9 \times 10^{-5} \text{ mm}$, 6 kmb: $-3,7 \times 10^{-5} \text{ mm}$, dördüncü senaryo; 6 kmp: $-4,4 \times 10^{-5} \text{ mm}$, 6 kmb $-2,4 \times 10^{-5} \text{ mm}$), bu dişin disto-bukkal tüberkülünde ise intrüzyon görülmektedir (üçüncü senaryo; 6 kdb: $3,4 \times 10^{-5} \text{ mm}$, dördüncü senaryo: 6 kdb: $1,9 \times 10^{-5} \text{ mm}$) (Çizelge 4.7). Bu bulgular (molar dişlerde meydana gelen vertikal yöndeki yer değiştirme değerleri), çalışmamızda elde edilen tüm senaryolarda molar dişlerin distale ve bukkale devrildiği bulgusunu destekler niteliktedir. Ayrıca birinci senaryodaki vertikal yönde yer değiştirme miktarlarının ikinci senaryoya göre daha fazla olması ve üçüncü senaryodaki vertikal yönde yer değiştirme miktarlarının dördüncü senaryoya göre daha fazla olması kortikotomi uygulamasının birinci molarlarda meydana gelen istenmeyen vertikal yön hareketini azalttığı yönünde çıkarım yapmaya imkan tanımaktadır

MPAP apareyi ile ilgili yapılan çalışmalarda mini-plağın her iki kolu üzerinde vertikal yönde farklı seviyelerde bulunan üç adet çentikten kuvvet uygulanması ile vakanın ihtiyacına göre molarlarda intrüzyon veya ekstrüzyon elde edilebileceğinden bahsedilmektedir[79, 85].

Kang ve diğerleri[10] MPAP apareyi ile ilgili yaptıkları SEA çalışmasında uygulanan distalizasyon kuvvetinin molarlarda minör düzeyde ekstrüzyona sebep olabileceğini bu

ekstrüzyonun klinik açıdan önemsizmeyecek derecede olduğunu bildirmişlerdir. Yu ve diğerleri[9], yaptıkları çalışmada bukkal mini-vida destekli distalizasyon uygulamasının molarlarda düşük seviyede ekstrüzyona sebep olabileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda SEA kullanarak ortodontik diş hareketinin biyomekanik etkilerini inceleyen çalışmaların çoğunda olduğu gibi başlangıç diş hareketinin incelenmesi ile sınırlı kalmıştır[9, 210-213]. Diş hareketi sırasında yükleme koşullarının değişmesi sebebiyle başlangıç diş hareketi total diş hareketi hakkında kesin bir tahmin oluşturmamaktadır.

SEA ile yapılan sadece bir kaç çalışmada kemik remodelingi teorisi baz alınarak “tek diş”in ortodontik hareketi simüle edilmiştir[214, 215].

Kojima ve Fukui [148, 153, 216] ve Kojima ve diğerleri [217-219], yaptıkları çalışmalar ile çok sayıda dişin uzun süreli hareketini simüle edebilmek için sayısal analizler yöntemini geliştirmişlerdir.

Hamanaka ve diğerleri [220], 2017 yılında yaptıkları çalışmada uzun süreli diş hareketini simüle edebilmek için Kojima ve diğerlerinin[217] yöntemini geliştirerek braket ve ark teli arasındaki hareketi ve dişler arasındaki interproksimal kontakt hareketlerini hesaba katmışlardır. Araştırmacılar, böylece total diş hareketinin daha başarılı bir şekilde tahmin edilebileceğini belirtmişlerdir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

İki farklı molar distalizasyonu uygulamasında ikinci molar dişlerin mezyali ve distaline uygulanan vertikal kortikotomi kesilerinin, oluşan stresler ve dişlerdeki yer değiştirme miktarları üzerinde yarattığı farklılıkların SEA ile incelendiği çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

- Kortikal ve spongioz kemikte oluşan stres değerlerinin tüm senaryolarda patolojik sınırların altında kaldığı ve diş hareketi için avantaj sağlayabilecek düzeyde olduğu belirlenmiştir.
- Kortikotomi uygulaması ile palatinalden kuvvet uygulayan distalizasyon modelinde (MPAP) kortikal ve spongioz kemikteki stres değerlerinin bukkalden kuvvet uygulayan distalizasyon modeline kıyasla daha fazla azaldığı belirlenmiştir.
- Birinci molar dişlerde oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin tüm senaryolarda dişin kuvvet uygulanan bölgesinde (birinci ve ikinci senaryolarda kronun palatinal, üçüncü ve dördüncü senaryolarda kronun bukkal yüzeylerinde) oluştuğu tespit edilirken en düşük stres değerlerinin ise kök uçlarında oluştuğu belirlenmiştir.
- Birinci molar dişlerin etrafındaki PDL'de oluşan en yüksek stres değerleri tüm senaryolarda kuvvet uygulaması yapılan tarafın (birinci ve ikinci senaryolarda palatinal, üçüncü ve dördüncü senaryolarda bukkal) ve mezyal yüzeylerin servikal bölgesinde oluşmuştur.
- Maksimum ve minimum asal stres değerleri ve dağılımları dikkate alındığında, birinci ve ikinci senaryolarda mezyal servikal bölgedeki stres artışının gerilim, distopalatinal servikal bölgedeki artışın ise ağırlıklı olarak basınçtan kaynaklandığı görülmüş, üçüncü ve dördüncü senaryolarda ise bukkal ve mezyal servikal bölgelerdeki stres artışının ağırlıklı olarak gerilimden, bukkal ve distobukkal bölgelerdeki artışın basınçtan kaynaklandığı görülmüştür.

- Kortikotomi uygulamasının palatinalden kuvvet uygulayan distalizasyon modelinde (MPAP) birinci molar dişlerde oluşan Von Mises stres değerleri ve dağılımları üzerinde hiçbir farklılık yaratmadığı görülürken, bu dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan stresleri azalttığı tespit edilmiştir.
- Kortikotomi uygulaması ile bukkalden kuvvet uygulayan distalizasyon modelinde birinci molar dişlerde oluşan Von Mises stres değerlerinde azalma görülürken, bu dişlerin etrafındaki PDL’de oluşan stres değerlerinin yaklaşık aynı olduğu saptanmıştır.
- Her iki distalizasyon modelinde birinci molar dişlerin köklerinde ve kronlarında meydana gelen hem transversal hem sagittal hem de vertikal yönde meydana gelen ilk andaki yer değiştirme değerleri, bu dişlerde bukkale ve distale devrilme ve rotasyon (birinci ve ikinci senaryolarda: mezyo-palatinal rotasyon; üçüncü ve dördüncü senaryolarda: mezyo-bukkal rotasyon) meydana geldiği yönünde çıkarım yapmaya imkan tanımaktadır.
- Kortikotomi uygulamasının kuvvetin palatinalden uygulandığı distalizasyon modelinde (MPAP) molar dişlerde meydana gelen distalizasyon miktarını azaltmakla birlikte bu dişlerde oluşan bukkale ve distale devrilme, rotasyonel ve vertikal yön hareketleri gibi arzu edilmeyen diş hareketlerini azalttığı tespit edilmiştir.
- Kortikotomi uygulamasının kuvvetin bukkalden uygulandığı distalizasyon modelinde dişlerdeki yer değiştirme miktarları ve diş hareketi tipleri (paternleri) üzerine etkisinin ihmal edilebilir düzeyde olduğu belirlenmiştir.

6.2. Öneriler

Bu çalışmanın ve tüm diğer SEA ortodontik simülasyonlarının bir yetersizliği uzun dönemli diş hareketlerini kantitatif olarak belirlemenin imkansız olmasıdır. Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar, iki farklı molar distalizasyonu mekaniğinde sadece ilk kuvvet uygulandığı anda oluşan stres ve dişlerdeki yer değiştirme değerlerini göstermekle sınırlı kalmıştır. Oysaki, ortodontik diş hareketi sırasında yükleme koşullarının değişmesi sebebiyle başlangıç diş hareketi, total diş hareketi hakkında kesin bir tahmin oluşturamamaktadır. Bu nedenle diş hareketi sonucu oluşan biyomekanik etkilerin incelenmesi amacıyla uzun süreli diş hareketini simüle etmek için son yıllarda geliştirilen sayısal analizler yönteminin kullanılması önerilmektedir.

Ek olarak, SEA çalışmalarında kullanılan sınır koşullarındaki ve materyal özelliklerindeki çeşitlilik dikkat çekicidir. İleride yapılacak çalışmalar, araştırmacıların sonuçlarını direkt olarak karşılaştırabilmeleri için modelleme ve simülasyon standartlarını belirlemeye yönelik olmalıdır.

Bununla birlikte tek bir bireye ait anatomik yapılar dikkate alınarak hazırlanan SEA modelinin kullanılması sonuçların genellenebilir olmasını zorlaştırmaktadır.

Birçok avantajına rağmen sonlu elemanlar analizinin bir simülasyon yöntemi olduğu unutulmamalı, diğer in-vitro çalışmalarda olduğu gibi bu araştırmanın da sonuçları gelecekte yapılacak klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

Ayrıca, SAD uygulamalarının molar distalizasyonunu kolaylaştırmak amacı ile rutin olarak kullanılabilmesi için dentoalveolar yapılarda herhangi bir hasara sebep olmadıklarını ve zaman açısından avantaj sağladıklarını destekleyen daha çok sayıda çalışma yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Papadopoulos, M.A., (2006). Classification of the non compliance appliances used for Class II correction. Papadopoulos MA. Orthodontic treatment of Class II noncompliant patient. *1st ed. Mosby, p. 9-15.*
2. Papadopoulos, M.A., (2006). Clinical efficacy of the noncompliance appliances used for Class II orthodontic correction. Orthodontic Treatment of the Class II Noncompliant Patient: *Current Principles and Techniques, p. 367.*
3. Papadopoulos, M.A. and F. Tarawneh (2007). The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 103(5): p. e6-e15.*
4. Kook, Y.-A., S.-H. Kim, and K.-R. Chung (2010). A modified palatal anchorage plate for simple and efficient distalization. *Journal of clinical orthodontics: 44(12): p. 719.*
5. Wilcko, M.T., W.M. Wilcko, and N.F. Bissada (2008). An evidence-based analysis of periodontally accelerated orthodontic and osteogenic techniques: a synthesis of scientific perspectives. in *Seminars in Orthodontics.. Elsevier. p. 9-15.*
6. Abbas, I.T. and G.M. Moutamed (2008). Acceleration of orthodontic tooth movement by alveolar corticotomy using piezosurgery. *Journal of American Science, 8(2): p. 13-19.*
7. Eskitaşçıoğlu, G. and Y.B.D.H.S. (1995). *Elemanlar, Stres Analiz Yöntemi. AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 22: p. 201-205.*
8. Pritam, M., M.P.S.N.S. Sah, and M. Debapreeti. (2015). Finite Element Method: *A Research Tool in Orthodontics. p. 19-25.*
9. Yu, I.-J., et al. (2011). Comparison of tooth displacement between buccal mini-implants and palatal plate anchorage for molar distalization: a finite element study. *The European Journal of Orthodontics. 36(4): p. 394-402.*
10. Kang, J.-M., et al. (2016). A three-dimensional finite element analysis of molar distalization with a palatal plate, pendulum, and headgear according to molar eruption stage. *The Korean Journal of Orthodontics, 46(5): p. 290-300.*
11. Yang, C., et al., (2015). Biomechanical effects of corticotomy approaches on dentoalveolar structures during canine retraction: A 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 148(3): p. 457-465.*
12. Xue, J., et al. (2014). Finite element analysis of rapid canine retraction through reducing resistance and distraction. *Journal of Applied Oral Science, 22(1): p. 52-60.*

13. Gianelly, A. (1996). Dr. Anthony Gianelly on current issues in orthodontics. Interview by Dr. Larry W. White. *Journal of clinical orthodontics*, **30**(8): p. 439.
14. Ghosh, J. and R.S. Nanda. (1996). Evaluation of an intraoral maxillary molar distalization technique. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **110**(6): p. 639-646.
15. Cetlin, N.M. and A. Ten Hoeve. (1983). Nonextraction treatment. *Journal of clinical orthodontics*., **17**(6): p. 396-413.
16. Scuzzo, G., F. Pisani, and K. Takemoto. (1999). Maxillary molar distalization with a modified pendulum appliance. *Journal of clinical orthodontics*., **33**(11): p. 645-650.
17. Kloehn, S.J. (1947). Guiding alveolar growth and eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face. *The Angle Orthodontist*,. **17**(1): p. 10-33.
18. Haas, A.J. (2000). Headgear therapy: the most efficient way to distalize molars. in *Seminars in Orthodontics*. Elsevier. p. 21-35.
19. Ashmore, J.L., et al. (2002). A 3-dimensional analysis of molar movement during headgear treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **121**(1): p. 18-29.
20. Ülgen, M. (1993). Ortodontik tedavi prensipleri. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*. p 15.
21. Melsen, B. (1978). Effects of cervical anchorage during and after treatment: an implant study. *American Journal of Orthodontics*, **73**(5): p. 526-540.
22. Üçem, T.T. and S. Yüksel. (1998). Effects of different vectors of forces applied by combined headgear. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **113**(3): p. 316-323.
23. Clemmer, E.J. and E.W. Hayes.(1979). Patient cooperation in wearing orthodontic headgear. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **121**(1): p. 18-29.**75**(5): p. 517-524.
24. Proffit, W., H. Fields, and D. Sarver. (2013). Treatment of skeletal problems in children and preadolescents. *Contemporary orthodontics*, p. 472-528.
25. Postlethwaite, K. (1989). The range and effectiveness of safety headgear products. *The European Journal of Orthodontics*. **11**(3): p. 228-234.
26. Keim RG, Berkman (2004). C. Intra-arch maxillary molar distalization appliances for Class II correction. *Journal of clinical orthodontics* **38**; p. 505–511. (Alınmıştır; Çörekçi B, İ.C., Halicioğlu K. (2007). Periodontally accelerated molar distalization with miniscrew assisted memory screw: a pilot study. *Turkish Journal of Orthodontics*. **26**(11): p. 162 168)

27. Tweed, C.H. (1966). Clinical Orthodontics. *Vol. 1. St. Louis: CV Mosby. p. 201-215.*
28. Wilson, W. and R. Wilso. (1987). Multi-directional 3D functional Class II treatment. *Journal of clinical orthodontics*., **21**(3): p. 186.
29. Üçem, T., et al., (2000). Effects of a three-dimensional bimetric maxillary distalizing arch. *The European Journal of Orthodontics*, **22**(3): p. 293-298.
30. Papadopoulos, M.A. (2006). Overview of the intramaxillary noncompliance distalization appliances. *Orthodontic Treatment of the Class II Noncompliant Patient: Current Principles and Techniques*, p. 219.
31. Antonarakis, G.S. and S. Kiliaridis. (2008). Maxillary molar distalization with noncompliance intramaxillary appliances in class II malocclusion: a systematic review. *The Angle orthodontist*, **78**(6): p. 1133-1140.
32. Blechman, A.M. (1985). Magnetic force systems in orthodontics: clinical results of a pilot study. *American Journal of Orthodontics*, **87**(3): p. 201-210.
33. Gianelly, A.A., A.S. Vaitaa, and W.M. Thomas. (1989). The use of magnets to move molars distally. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1989. **96**(2): p. 161-167.
34. Nance, H.N. (1947). The limitations of orthodontic treatment: I. Mixed dentition diagnosis and treatment. *American Journal of Orthodontics and Oral Surgery*. **33**(4): p. 177-223.
35. ITOH, T. (1991). Molar distalization with repelling magnets. *Journal of clinical orthodontics*, **25**: p. 611-617.
36. Erverdi, N., O. Koyutürk, and N. Küçükkeles. (1997). Nickel-titanium coil springs and repelling magnets: a comparison of two different intra-oral molar distalization techniques. *Journal of clinical orthodontics*, **24**(1): p. 47-53.
37. Gianelly, A.A., J. Bednar, and V.S. Dietz. (1991). Japanese NiTi coils used to move molars distally. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. **99**(6): p. 564-566.
38. Locatelli, R. (1992). Molar distalization with superelastic NiTi wire. *Journal of clinical orthodontics* **26**: p. 277-279.
39. Jones, R. and J. White. (1992). Rapid Class II molar correction with an open-coil jig. *Journal of clinical orthodontics*., **26**(10): p. 661.
40. Hilgers, J.J. (1992). The pendulum appliance for Class II non-compliance therapy. *Journal of clinical orthodontics*, **26**: p. 706-714.
41. Kircelli, B.H., Z. Pektaş, and C. Kircelli. (2006). Maxillary molar distalization with a bone-anchored pendulum appliance. *The Angle Orthodontist*, **76**(4): p. 650-659.

42. Byloff, F.K., et al. (1997). Distal molar movement using the pendulum appliance. Part 2: the effects of maxillary molar root uprighting bends. *The Angle orthodontist*, **67**(4): p. 261-270.
43. Carano, A. and M. Testa. (1996). The distal jet for upper molar distalization. *Journal of clinical orthodontics*: **30**(7): p. 374-380.
44. Ngantung, V., R.S. Nanda, and S.J. Bowman. (2001). Posttreatment evaluation of the distal jet appliance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **120**(2): p. 178-185.
45. Türk, T. and S. Arıcı.,(1998). Üst birinci azı dişlerinin distalizasyonunda “Modofiye Distal Jet“ apareyi (2 olgu nedeniyle). *Türk Ortodonti Dergisi*, **11**(3): p. 313-320.
46. Keles, A. and K. Sayinsu. (2000). A new approach in maxillary molar distalization: intraoral bodily molar distalizer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **117**(1): p. 39-48.
47. Walde, K.C. (2003). The simplified molar distalizer. *Journal of clinical orthodontics*, **37**(11): p. 616-9; quiz 626.
48. Kucukkeles, N., B. Cakirer, and M. Mowafi. (2006). Cephalometric evaluation of molar distalization by hyrax screw used in conjunction with a lip bumper. *World journal of orthodontics*, **7**(3). p. 9-15.
49. Greenfield, R.L. (1995). Fixed piston appliance for rapid Class II correction. *Journal of clinical orthodontics*,. **29**: p. 174-183.
50. Puente, M. (1997). Class II correction with an edgewise-modified Nance appliance. *Journal of clinical orthodontics*., **31**(3): p. 178.
51. Fortini, A., M. Lupoli, and M. Parri. (1999). The First Class Appliance for rapid molar distalization. *Journal of clinical orthodontics*., **33**(6): p. 322-328.
52. Kinzinger, G.S., P.R. Diedrich, and S.J. Bowman. (2006). Upper molar distalization with a miniscrew-supported Distal Jet. *Journal of clinical orthodontics*, **40**(11): p. 672-8.
53. Gelgor, I.E., et al., Intraosseous screw-supported upper molar distalization. *The Angle Orthodontist*, 2004. **74**(6): p. 838-50.
54. Ludwig, B., et al. (2001). The skeletal frog appliance for maxillary molar distalization. *Journal of clinical orthodontics*. **45**(2): p. 77-84; quiz 91.
55. Papadopoulos, M.A., (2006). Overview of the intra-maxillary non-compliance appliances with absolute anchorage, in Orthodontic treatment for the Class II non-compliant patient: current principles and techniques. *Elsevier, Mosby, Edinburgh*. p. 341-344.

56. Tsui, W., H. Chua, and L. Cheung. (2012). Bone anchor systems for orthodontic application: a systematic review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, **41**(11): p. 1427-1438.
57. Dalessandri, D., et al. (2013). Determinants for success rates of temporary anchorage devices in orthodontics: a meta-analysis (n> 50). *European Journal of Orthodontics*, **36**(3): p. 303-313.
58. Bearn, D.R. and F. Alharbi, (2015). British Orthodontic Society national audit of temporary anchorage devices (TADs): report of the first thousand TADs placed. *J Orthod*, **42**(3): p. 214-9.
59. Wilmes, B., J. Bowman, and S. Baumgaertel. (2008). Fields of application of mini-implants. *Mini-implants in orthodontics: innovative anchorage concepts*, p. 91-122.
60. Carano, A., et al. (2005). Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Progress in orthodontics*. **6**(1): p. 82-97.
61. Cha, J.-Y., et al. (2010). Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **137**(1): p. 73-79.
62. Park, H.-S., S.-H. Jeong, and O.-W. Kwon, (2006). Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **130**(1): p. 18-25.
63. Kim, S.-H., et al., (2009). Evaluation of interdental space of the maxillary posterior area for orthodontic mini-implants with cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **135**(5): p. 635-641.
64. Gracco, A., et al., (2008). Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics*, **31**(1): p. 12-20.
65. Gracco, A., et al., (2008). Quantitative cone-beam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic miniscrew placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **134**(3): p. 361-9.
66. Kyung, H.M., et al., (2003). Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *Journal of clinical orthodontics*, 2003. **37**(6): p. 321-8; quiz 314.
67. Kuroda, S., et al., (2007). Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*,. **131**(1): p. 9-15.
68. Park, H.-S., S.-K. Lee, and O.-W. Kwon. (2006). Group distal movement of teeth using micro-screw implant anchorage. *The Angle Orthodontist*. **75**(4): p. 602-609.

69. Yamada, K., et al., (2009). Distal movement of maxillary molars using miniscrew anchorage in the buccal interradicular region. *The Angle Orthodontist*. **79**(1): p. 78-84.
70. Kim, S.-J., et al., (2008). Three dimensional analysis of tooth movement using different types of maxillary molar distalization appliances. *Korean Journal of Orthodontics*, **38**(6): p. 376-387.
71. Cornelis, M.A. and H.J. De Clerck, (2007). Maxillary molar distalization with miniplates assessed on digital models: a prospective clinical trial. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **132**(3): p. 373-377.
72. Lee, K.-J., et al., (2009). Computed tomographic analysis of tooth-bearing alveolar bone for orthodontic miniscrew placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **135**(4): p. 486-494.
73. Sugawara, J., et al., (2006). Distal movement of maxillary molars in nongrowing patients with the skeletal anchorage system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **129**(6): p. 723-733.
74. Han, S., et al., (2011). Evaluation of palatal bone density in adults and adolescents for application of skeletal anchorage devices. *The Angle orthodontist*, **82**(4): p. 625-631.
75. Lee, S.M., et al., (2012). Palatal soft tissue thickness at different ages using an ultrasonic device. *J Clin Pediatr Dent*, **36**(4): p. 405-9.
76. Ryu, J.-H., et al., (2012). Palatal bone thickness compared with cone-beam computed tomography in adolescents and adults for mini-implant placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **142**(2): p. 207-212.
77. Keles, A., N. Erverdi, and S. Sezen, (2003). Bodily distalization of molars with absolute anchorage. *The Angle orthodontist*, **73**(4): p. 471-482.
78. Papadopoulos, M.A., (2008). Orthodontic treatment of Class II malocclusion with miniscrew implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **134**(5): p. 604. e1-604. e16.
79. Kook, Y.-A., et al., (2014). Treatment effects of a modified palatal anchorage plate for distalization evaluated with cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **146**(1): p. 47-54.
80. Sa'aed, N.L., et al., (2014). Skeletal and dental effects of molar distalization using a modified palatal anchorage plate in adolescents. *The Angle Orthodontist*, **85**(4): p. 657-664.
81. Kook, Y.-A., et al., (2013). Design improvements in the modified C-palatal plate for molar distalization. *Journal of clinical orthodontics*: **47**(4): p. 241.

82. Kook, Y.A., et al., (2015). Correction of severe bimaxillary protrusion with first premolar extractions and total arch distalization with palatal anchorage plates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **148**(2): p. 310-20.
83. Kook, Y.A., et al., (2015). Sagittal correction of adolescent patients with modified palatal anchorage plate appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* **148**(4): p. 674-84.
84. Kook, Y.A., et al., (2015). Orthodontic Treatment of Skeletal Class II Adolescent with Anterior Open Bite using Mini-Screws and Modified Palatal Anchorage Plate. *J Clin Pediatr Dent*, **39**(2): p. 187-92.
85. Sa'aed, N.L., et al. (2015). Skeletal and dental effects of molar distalization using a modified palatal anchorage plate in adolescents. *The Angle Orthodontist*, **85**(4): p. 657-64.
86. Vercellotti, T. and A. Podesta, (2007). Orthodontic microsurgery: a new surgically guided technique for dental movement. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry.* **27**(4).
87. Hassan, A.H., A.A. Al-Fraidi, and S.H. Al-Saeed, (2010). Corticotomy-assisted orthodontic treatment. *The open dentistry journal*, **4**: p. 159.
88. Karamehmetoğlu, H. and G. Kurt. (2013). Ortodontide Hizli Diş Hareketi Uygulamaları. *Sağlık Bilimleri Dergisi (Journal of Health Sciences)* **22**(2) 178-182,
89. Tsai, C.-Y., et al., (2015). Comparison of the effects of micro-osteoperforation and corticision on the rate of orthodontic tooth movement in rats. *The Angle Orthodontist*, **86**(4): p. 558-564.
90. Nahas, A.Z., S.A. Samara, and T.A. Rastegar-Lari, (2017). Decrowding of lower anterior segment with and without photobiomodulation: a single center, randomized clinical trial. *Lasers in medical science*, **32**(1): p. 129-135.
91. Cruz, D.R., et al., (2004). Effects of low-intensity laser therapy on the orthodontic movement velocity of human teeth: A preliminary study. *Lasers in surgery and medicine.* **35**(2): p. 117-120.
92. Limpanichkul, W., et al., (2006). Effects of low-level laser therapy on the rate of orthodontic tooth movement. *Orthodontics and craniofacial research.* **9**(1): p. 38-43.
93. Chung, S.E., B. Tompson, and S.-G. Gong, (2015). The effect of light emitting diode phototherapy on rate of orthodontic tooth movement: a split mouth, controlled clinical trial. *Journal of orthodontics*, **42**(4): p. 274-283.
94. Nishimura, M., et al., (2008). Periodontal tissue activation by vibration: intermittent stimulation by resonance vibration accelerates experimental tooth movement in rats. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **133**(4): p. 572-583.

95. Camacho, A.D. and S.A.V. Cujar, (2014). Dental movement acceleration: Literature review by an alternative scientific evidence method. *World journal of methodology*,. **4**(3): p. 151.
96. Kalajzic, Z., et al., (2013). Effect of cyclical forces on the periodontal ligament and alveolar bone remodeling during orthodontic tooth movement. *The Angle Orthodontist*,. **84**(2): p. 297-303.
97. Woodhouse, N., et al., (2015). Supplemental vibrational force during orthodontic alignment: a randomized trial. *Journal of dental research*, **94**(5): p. 682-689.
98. Davidovitch, Z., et al., (1980). Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement: I. The effect of electric currents on periodontal cyclic nucleotides. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **77**(1): p. 14-32.
99. Darendeliler, M.A., et al., (2007). Effects of pulsed electromagnetic field vibration on tooth movement induced by magnetic and mechanical forces: a preliminary study. *Australian dental journal*, **52**(4): p. 282-287.
100. Stark, T.M. and P.M. Sinclair, (1987). Effect of pulsed electromagnetic fields on orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **91**(2): p. 91-104.
101. Tengku, B., et al., (2000). Effect of a static magnetic field on orthodontic tooth movement in the rat. *The European Journal of Orthodontics*, 2000. **22**(5): p. 475-487.
102. Sebaoun, J., et al., (2007). Alveolar osteotomy and rapid orthodontic treatments. *L'Orthodontie francaise*,. **78**(3): p. 217-225.
103. Nakanishi, H., (1982). Experimental study on artificial tooth movement with osteotomy and corticotomy (author's transl). Shika gakuho. *Dental science reports*,. **82**(2): p. 219.
104. Patrikiou, A.K. and E.G. Katsavrias, (1995). Repositioning ankylosed maxillary canines by segmental osteotomy. *Journal of clinical orthodontics* **29**(10): p. 625.
105. Medeiros, P.J. and A.R. Bezerra, (1997). Treatment of an ankylosed central incisor by single-tooth dento-osseous osteotomy. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **112**(5): p. 496-501.
106. Uzuner, F.D. and N. Darendeliler, (2013). Dentoalveolar surgery techniques combined with orthodontic treatment: a literature review. *European journal of dentistry*, **7**(2): p. 257.
107. Liou, E.J. and C.S. Huang, (1998). Rapid canine retraction through distraction of the periodontal ligament. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* , **114**(4): p. 372-382.
108. Sayın, S., et al., (2004). Rapid canine distalization using distraction of the periodontal ligament: a preliminary clinical validation of the original technique. *The Angle Orthodontist*, **74**(3): p. 304-315.

109. Kişnişci, R.Ş., et al., (2002). Dentoalveolar distraction osteogenesis for rapid orthodontic canine retraction. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, **60**(4): p. 389-394.
110. İşeri, H., et al., (2005). Rapid canine retraction and orthodontic treatment with dentoalveolar distraction osteogenesis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **127**(5): p. 533-541.
111. Patterson, B.M., et al., (2016). Corticotomies and orthodontic tooth movement: a systematic review. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **74**(3): p. 453-473.
112. Wilcko, W.M., et al., Rapid orthodontics with alveolar reshaping: two case reports of decrowding. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 2001. **21**(1): p. 9-20.
113. Wilcko, W.M., et al., (2003). Rapid orthodontic decrowding with alveolar augmentation: case report. *World Journal of Orthodontics*, **4**(3).
114. Yaffe, A., N. Fine, and I. Binderman, (1994). Regional accelerated phenomenon in the mandible following mucoperiosteal flap surgery. *Journal of periodontology*, **65**(1): p. 79-83.
115. Wang, L. and S. Yen, (2008). Histological analysis of corticotomy and osteotomy-assisted tooth movement in a rat model. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **66**(8): p. 41-42.
116. Iino, S., S. Sakoda, and S. Miyawaki, (2006). An adult bimaxillary protrusion treated with corticotomy-facilitated orthodontics and titanium miniplates. *The Angle orthodontist*. **76**(6): p. 1074-1082.
117. Lee, J.-K., K.-R. Chung, and S.-H. Baek, (2007). Treatment outcomes of orthodontic treatment, corticotomy-assisted orthodontic treatment, and anterior segmental osteotomy for bimaxillary dentoalveolar protrusion. *Plastic and reconstructive surgery*, **120**(4): p. 1027-1036.
118. Kim, Y.-S., et al., (2013). Effect of piezopuncture on tooth movement and bone remodeling in dogs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **144**(1): p. 23-31.
119. Kim, S.-J., Y.-G. Park, and S.-G. Kang(2009). Effects of corticision on paradental remodeling in orthodontic tooth movement. *The Angle Orthodontist*, **79**(2): p. 284-291.
120. Vercellotti, T., (2004). Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery. *Minerva stomatologica*. **53**(5): p. 207-214.
121. González-García, A., et al., (2008). Piezoelectric and conventional osteotomy in alveolar distraction osteogenesis in a series of 17 patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*,. **23**(5). p. 3-18.

122. Dibart, S. and E.I. Keser, (2014). Piezocision. Minimally invasive periodontally accelerated orthodontic tooth movement procedure. *Orthodontically Driven Corticotomy: Tissue Engineering to Enhance Orthodontic and Multidisciplinary Treatment. NJ (USA): Wiley-Blackwell. p. 119.*
123. Jean-David, M.S., J. Surmenian, and S. Dibart, (2011). Accelerated orthodontic treatments with Piezocision: a mini-invasive alternative to alveolar corticotomies. *Orthod Fr*, **82**: p. 311-319.
124. Spena, R., et al., (2007). The use of segmental corticotomy to enhance molar distalization. *Journal of Clinical Orthodontics*, **41**(11): p. 693.
125. Richmond, B.G., et al., (2005). Finite element analysis in functional morphology. *The Anatomical Record*, **283**(2): p. 259-274.
126. Nicholson, D.W., (2008). Finite element analysis: Thermomechanics of solids: CRC press. p. 229-235.
127. Sonugelen, M. and A.C.A.P. (2002). Biyomekanik, Oral prostheses and biomechanics. *Izmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, p. 3A8.
128. Burstone, C.J. and R.J. Pryputniewicz, (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **77**(4): p. 396-409.
129. Borchers, L. and P. Reichart, (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*, 1983. **62**(2): p. 155-159.
130. Ulusoy, M. and A. AK, (2003). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. *Cilt I. Ankara. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın*, (23): p. 487-509.
131. Wakabayashi, N., et al., (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*, **36**(7): p. 463-471.
132. Mackerle, J., (2004). Finite-element modelling of non-destructive material evaluation, an addendum: a bibliography (1997–2003). *Modelling and Simulation in Materials Science and Engineering*, **12**(5): p. 799.
133. Ramoğlu, S. and O. Ozan, (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları*. **9**: p. 175-180.
134. Cattaneo, P., M. Dalstra, and B. Melsen, (2005). The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *Journal of dental research*, 2005. **84**(5): p. 428-433.
135. Fennis, W., et al., (2004). The finite element method. *Research methods in dentistry* **5**. p. 21-45.

136. Field, C., et al., (2009). Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **135**(2): p. 174-181.
137. Ulusoy, Ç. and N. Darendeliler, (2008). Effects of Class II activator and Class II activator high-pull headgear combination on the mandible: a 3-dimensional finite element stress analysis study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **133**(4): p. 490. e9-490. e15.
138. Motoyoshi, M., et al., (2009). Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth-3D finite element analysis. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, **38**(4): p. 363-368.
139. Konda, P. and S. Tarannum, (2012). Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences (JPBMS)*, **16**(16).
140. Adıgüzel, Ö., (2010). Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, **11**(1): p. 18-23.
141. Phillips, R., (1991). Skinner's. Science of Dental Materials. 9th ed. Philadelphia: WB Saunders, p. 19-28.
142. Huiskes, R. and E. Chao, (1983). A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *Journal of biomechanics*, **16**(6): p. 385-409.
143. Shetty, P., A. Hegde, and K. Rai, (2010). Finite element method an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, **34**(3): p. 281-285.
144. Motegi, N., S. Tsutsumi, and E. Wakatsuki, (1996). A facial growth analysis based on FEM employing three dimensional surface measurement by a rapid laser device. *Okajimas folia anatomica Japonica*. **72**(6): p. 323-328.
145. Diewert, V.M. and S. Lozanoff, (1993). A morphometric analysis of human embryonic craniofacial growth in the median plane during primary palate formation. *Journal of craniofacial genetics and developmental biology*, **13**: p. 147-147.
146. Tanne, K., M. Sakuda, and C.J. Burstone, (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **92**(6): p. 499-505.
147. Meštrović, S., M. Šlaj, and P. Rajić, (2003). Finite element method analysis of the tooth movement induced by orthodontic forces. *Collegium antropologicum*, **27**(2): p. 17-21.
148. Kojima, Y. and H. Fukui, (2011). A finite element simulation of initial movement, orthodontic movement, and the centre of resistance of the maxillary teeth connected with an archwire. *The European Journal of Orthodontics*, **36**(3): p. 255-261.

149. 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): p. 21-33.
150. Jing, Y., et al., (2013). Three-dimensional FEM analysis of stress distribution in dynamic maxillary canine movement. *Chinese Science Bulletin*, **58**(20): p. 2454-2459.
151. Baek, S.-H., et al., (2008). Initial effect of multiloop edgewise archwire on the mandibular dentition in Class III malocclusion subjects. A three-dimensional finite element study. *The European Journal of Orthodontics*, **30**(1): p. 10-15.
152. Bişirici, G., (2008). Üst anterior dişlerin kütleli retraksiyonunun sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirilmesi., *Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*. p. 111-115.
153. Kojima, Y. and H. Fukui, (2005). Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2005. **127**(5): p. 542-551.
154. Cattaneo, P.M., M. Dalstra, and B. Melsen, (2003). The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **123**(4): p. 367-373.
155. Sung, E.-H., et al., (2015). Distalization pattern of whole maxillary dentition according to force application points. *The Korean Journal of Orthodontics*, **45**(1): p. 20-28.
156. Tanne, K., et al., (1993). Biomechanical changes of the mandible from orthopaedic chin cup force studied in a three-dimensional finite element model. *The European Journal of Orthodontics*, **15**(6): p. 527-533.
157. Jafari, A., K.S. Shetty, and M. Kumar, (2003). Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces a three dimensional FEM study. *The Angle Orthodontist*, **73**(1): p. 12-20.
158. Maruo, I.T., et al., (2016). Tridimensional finite element analysis of teeth movement induced by different headgear forces. *Progress in orthodontics*, **17**(1): p. 18.
159. Basciftci, F.A., et al., (2008). Biomechanical evaluation of chincup treatment with various force vectors. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **134**(6): p. 773-781.
160. Gautam, P., A. Valiathan, and R. Adhikari, (2009). Skeletal response to maxillary protraction with and without maxillary expansion: a finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* **135**(6): p. 723-728.

161. Gupta, A., et al., (2009). Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element method study. Part 1. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **135**(6): p. 737-748.
162. Gupta, A., et al., (2009). Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element study. Part 2. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **135**(6): p. 749-756.
163. Katada, H., et al., (2009). Stress distribution in mandible and temporomandibular joint by mandibular distraction: a 3-dimensional finite-element analysis. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, **50**(4): p. 161-168.
164. Obaidellah, U., et al. (2008). The facial soft tissue simulation of orthognathic surgery using biomechanical model. in *4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering*. Springer. p. 10
165. Chabanas, M., V. Luboz, and Y. Payan, (2003). Patient specific finite element model of the face soft tissues for computer-assisted maxillofacial surgery. *Medical image analysis*, **7**(2): p. 131-151.
166. Woodall, N., et al., (2011). Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **139**(2): p. e147-e152.
167. Jiang, L., et al., (2009). Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: a three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*, **40**(11): p. 1124-1130.
168. Gallas, M., et al., (2005). Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics*, **27**(1): p. 12-16.
169. Ghosh, J., et al., (1995). Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **108**(6): p. 575-582.
170. Huang, Y., et al., (2009). Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **136**(5): p. 638-643.
171. Bilhan, H., S. Arat, and O. Geçkili, (2012). Hekimin implant cerrahisi sırasında hissettiği kemik direnci ile radyografiden elde edilen Hounsfield Ünitesi değerlerinin karşılaştırılması: Bir pilot çalışma. *Acta Odontologica Turcica*, **29**(1): p. 19.
172. Wheeler, R.C., (1974). Dental anatomy, physiology, and occlusion. *WB Saunders Company*. p. 216

173. Aversa, R., et al., (2009). Non-linear elastic three-dimensional finite element analysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar bone remodeling process. *Dental materials*, **25**(5): p. 678-690.
174. Lee, N.-K. and S.-H. Baek, (2012). Stress and displacement between maxillary protraction with miniplates placed at the infrazygomatic crest and the lateral nasal wall: a 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **141**(3): p. 345-351.
175. Lin, T.-S., et al., (2013). Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **143**(2): p. 182-189.
176. Canales, C., et al., (2013). A novel biomechanical model assessing continuous orthodontic archwire activation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **143**(2): p. 281-290.
177. Natali, A.N., P.G. Pavan, and A.L. Ruggero, (2006). Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dental Materials*, **22**(4): p. 388-395.
178. Mostafa, Y. A., Fayed, M. M. S., Mehanni, S., ElBokle, N. N., & Heider, A. M. (2009). Comparison of corticotomy-facilitated vs standard tooth-movement techniques in dogs with miniscrews as anchor units. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **136**(4), 570-577.
179. Viwattanatipa, N., & Charnchairerk, S. (2018). The effectiveness of corticotomy and piezocision on canine retraction: A systematic review. *The Korean Journal of Orthodontics*, **48**(3), 200-211.
180. Fernandez-Ferrer, L., Montiel-Company, J. M., Candel-Marti, E., Almerich-Silla, J. M., Penarrocha-Diago, M., & Bellot-Arcis, C. (2016). Corticotomies as a surgical procedure to accelerate tooth movement during orthodontic treatment: A systematic review. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, **21**(6), e703
181. Köle, H. (1959). Surgical operations on the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, **12**(5), 515-529.
182. Chung KR, Oh MY, Ko SJ. (2001). Corticotomy-assisted orthodontics. *Journal of clinical orthodontics*; **35**:331-9.
183. Chung KR, Kim SH, Lee BS. (2009). Speedy surgical orthodontic treatment using temporary anchorage devices as an alternative to orthognathic surgery. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*; **135**:787-98.
184. Krishnan, V. and Z.e. Davidovitch, (2006). Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **129**(4): p. 469. e1-469. e32.
185. Henneman S, Von den Hoff JW, Maltha JC. (2008). Mechanobiology of tooth movement. *European journal of orthodontics* **30**:299-306.

186. da Costa Grec, R.H., et al., (2013). Intraoral distalizer effects with conventional and skeletal anchorage: a meta-analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **143**(5): p. 602-615.
187. Verna, C., P.M. Cattaneo, and M. Dalstra, (2017). Corticotomy affects both the modus and magnitude of orthodontic tooth movement. *European journal of orthodontics*, 2017. **40**(1): p. 107-112.
188. Aboul, S.M.B.E.-D., et al., (2011). Miniscrew implant-supported maxillary canine retraction with and without corticotomy-facilitated orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **139**(2): p. 252-259.
189. Hohmann, A., et al., (2011). Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **139**(6): p. 775-783.
190. Bondemark, L. and J. Kurol, (1992). Distalization of maxillary first and second molars simultaneously with repelling magnets. *The European Journal of Orthodontics*, **14**(4): p. 264-272.
191. Flores-Mir, C., et al., (2012). Efficiency of molar distalization associated with second and third molar eruption stage. *The Angle orthodontist*, **83**(4): p. 735-742.
192. Bussick, T.J. and J.A. McNamara, (2000). Dentoalveolar and skeletal changes associated with the pendulum appliance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **117**(3): p. 333-343.
193. Frost, H.M., (1994). Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, **64**(3): p. 175-188.
194. Hansson, S. and M. Werke, (2003). The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *Journal of biomechanics*, **36**(9): p. 1247-1258.
195. Çifter, M. and M. Saraç, (2011). Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*,. **140**(5): p. e233-e241.
196. Duaibis, R., et al., (2012). Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study. *The Angle Orthodontist*, **82**(5): p. 875-880.
197. Jasmine, M.I.F., et al., (2012). Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: A 3-dimensional finite element analysis study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*,. **141**(1): p. 71-80.
198. Alrbata, R.H., W. Yu, and H.-M. Kyung, (2014). Biomechanical effectiveness of cortical bone thickness on orthodontic microimplant stability: an evaluation based on the load share between cortical and cancellous bone. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **146**(2): p. 175-182.

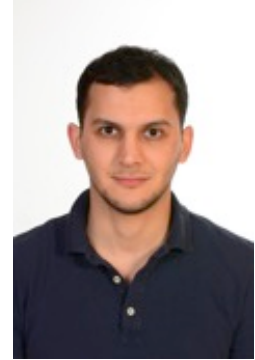
199. Suzuki, A., et al., (2011). Changes in stress distribution of orthodontic miniscrews and surrounding bone evaluated by 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. **140**(6): p. e273-e280.
200. Carvalho, R.M., et al., (2000). Effects of prism orientation on tensile strength of enamel. *Journal of Adhesive Dentistry*, **2**(4). p. 219-238.
201. Giannini, M., C.J. Soares, and R.M. de Carvalho, (2004). Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dental Materials*, **20**(4): p. 322-329.
202. Croci, C.S. and P.H.F. Caria, (2015). Rotation axis of the maxillary molar and maximum tooth movement according to force direction. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, **14**(2): p. 130-134.
203. Ammar, H.H., et al., (2011). Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*,. **139**(1): p. e59-e71.
204. Hemanth, M. and S.D. Lodaya, (2010). Orthodontic force distribution: a three-dimensional finite element analysis. *World Journal of Dentistry*, **1**(3): p. 159-162.
205. Schwarz AM. (1932). Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. *International Journal of Orthodontics*.18:331–352. (Alınmıştır. Ren, Y., J.C. Maltha, and A.M. Kuijpers-Jagtman, (2003). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *The Angle Orthodontist*,. **73**(1): p. 86-92.)
206. Roberts, W., J.W. Goodwin, and S. Heiner, (1981). Cellular response to orthodontic force. *Dental Clinics of North America*, **25**(1): p. 3-17.
207. Kahl-Nieke B. (1995). Einführung in die Kieferorthopädie. *München–Wien–Baltimore: Urban & Schwarzenberg* **73**(1): p. 86-92., (Alınmıştır; Dorow, C. and F.-G. Sander, (2005). Development of a model for the simulation of orthodontic load on lower first premolars using the finite element method. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, **66**(3): p. 208-218.)
208. Hohmann, A., et al., (2007). Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment: a study using identical extracted maxillary human premolars. *The Angle orthodontist*, **77**(4): p. 653-659.
209. von Böhl, M. and A.M. Kuijpers-Jagtman, (2008). Hyalinization during orthodontic tooth movement: a systematic review on tissue reactions. *The European Journal of Orthodontics*, **31**(1): p. 30-36.
210. Penedo, N.D., et al., (2010). 3D simulation of orthodontic tooth movement. *Dental Press Journal of Orthodontics*, **15**(5): p. 98-108.
211. Tominaga, J.-y., et al., (2014). Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3-

- dimensional finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **146**(2): p. 166-174.
212. Ozaki, H., et al., (2015). Biomechanical aspects of segmented arch mechanics combined with power arm for controlled anterior tooth movement: A three-dimensional finite element study. *Journal of dental biomechanics*, **6**.
 213. Liang, W., et al., (2009). Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. **135**(3): p. 316-322.
 214. Bourauel, C., D. Vollmer, and A. Jäger, (2000). Application of bone remodeling theories in the simulation of orthodontic tooth movements. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, **61**(4): p. 266-279.
 215. Schneider, J., M. Geiger, and F.-G. Sander, (2002). Numerical experiments on long-time orthodontic tooth movement. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, **121**(3): p. 257-265.
 216. Kojima, Y. and H. Fukui, (2010). Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **138**(6): p. 702. e1-702. e6.
 217. Kojima, Y., T. Mizuno, and H. Fukui, (2007). A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **132**(5): p. 630-638.
 218. Kojima, Y., et al., (2007). A numerical simulation of orthodontic tooth movement produced by a canine retraction spring. *Dental materials journal*,. **26**(4): p. 561-567.
 219. Kojima Y, Fukui H, Miyajima K. (2006). The effects of friction and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: a numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*;130:1-10.
 220. Hamanaka, R., et al., (2017). Numeric simulation model for long-term orthodontic tooth movement with contact boundary conditions using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **152**(5): p. 601-612.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : SADIGOV Orkhan
Uyruğu : AZERBAYCAN
Doğum tarihi ve yeri : 13/08/1988 Azerbaycan
Medeni hali : Bekar
Telefon : 05545531973
e-mail : doctorxan@mail.ru



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi /Ortodonti ABD	Devam Ediyor
Lisans	Azerbaycan Tıp Üniversitesi Diş Hekimliği Fak.	2010
Lise	Sabirabad 4. Okul	2005

Yabancı Dil

Azerice
Rusca
İngilizce

Hobiler

Spor Yapmak
Futbol



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..

