T.C.

EGE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI PROGRAMI

MEKANİK VİBRASYON KUVVETLERİNİN DİŞ HAREKETLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Doktora Tezi

Diş Hekimi

Dt. Aylin PAŞAOĞLU

DANIŞMAN

Prof. Dr. A.Ö. Alev ÇINSAR

İZMİR

2016

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)	(İmza)
Başkan : Prof.Dr.A.Ö. Alev ÇINSAR (Danışman)	.....
Üye : Prof.Dr.Özlem SEÇKİN	.....
Üye : Prof.Dr. Zuhal TUĞSEL	.....
Üye : Prof.Dr. Ali İhya KARAMAN	.....
Üye : Prof.Dr. Nil CURA	.....

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih: .....14.03.2016.....

ÖNSÖZ

Ortodontik tedavi, hasta açısından uzun süren, emek isteyen yeri geldiğinde pek çok yiyecekten, içecekten mahrum bırakan rahatsızlık veren bir tedavidir. Hekim açısından ise hem tedavi sırasında hem tedavi sonrasında kontrolleri gerektiren bazen ise ömür boyu takibin yapılabildiği bir süreçtir. Bilinçlenmenin arttığı ve gülümsemenin, diş görünümünün eskiye nazaran çok daha önemli olduğu bu dönemde ortodontik tedavinin hızlı ve etkili bir şekilde hastaya ulaştırılması çok önemlidir. Zaman ve hız kavramının önemini kavrayarak hastayı sıkmadan en verimli şekilde tedavi etmek için diş hareketlerinin hızlandırılması konusuna katkı sağlamak bu çalışmayı hazırlamamda birincil amacım olmuştur.

Hayat kimi zaman gönüllü seçtiğimiz kimi zaman seçmek zorunda kaldığımız yollardan ibarettir. Hangi yolu seçersem seçeyim bu yolu benim için en anlamlı, en güzel, en harika hale getiren annem Gülümser PAŞAOĞLU'na, fikirleri ve sakinliği ile her zaman benim deniz fenerim olan sevgili babam Mustafa PAŞAOĞLU'na, ne düşündüğümü ne hissettiğimi herkesten daha iyi anlayan, daha iyi bilen yalnız hissettiğimde varlığı ile mutluluk duyduğum sevgili kardeşim Banu PAŞAOĞLU'na çok teşekkür ediyorum. Tanıdığım andan itibaren hayatımın en değerli anlarını biriktirdiğim, ne zaman ihtiyacım olsa yanımda olan, en çekilmez zamanlarımda bile anımı daha huzurlu daha anlamlı kılan Remzi BOZKURT'a çok teşekkür ederim. Bazı insanların varlığı farkında olmadan hayatımızı daha anlamlı hale getirir beni her konuda destekleyen her zaman daha ileriyi hedefleten canım dedelerim Yaşar ÖZGÜR ve Ahmet PAŞAOĞLU'na çok teşekkür ediyorum.

Doktoramın başladığı andan itibaren ailemden daha çok gördüğüm, bir sürü şey paylaştığım beraber ağlayıp güldüğüm doktora kardeşlerim Dt. Yağmur LENA ve Dt. Gamze YAZICI'ya çok teşekkür ederim.

Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na adımımı attığım ilk andan itibaren tüm kalbiyle beni destekleyen, her zaman anlayışlı her zaman sevgi dolu davranan, verdiği fikirlerle yolumu aydınlatan sevgili hocam Prof.Dr. A.Ö. Alev ÇINSAR'a, kongre ve kurslardaki bilimsel çalışmalarımda beni her zaman destekleyen, gelişmemi ve adımlarımı daha sağlam, daha güvenli atmamı sağlayan sadece akademik anlamda değil özel hayatımda da fikirlerine, yorumlarına değer verdiğim sevgili hocam Prof. Dr. Servet DOĞAN'a teşekkürlerimi sunuyorum.

Kısa bir süre için bile olsa öğrencisi olma onuruna eriştiğim, anlayış ve güler yüzlülüğü ile bana her zaman moral veren sevgili ve saygıdeğer hocam Prof. Dr. Erdal IŞIKSAL'a, ilk günden itibaren bana bir anne şefkati ile yaklaşan, ne zaman ihtiyacım olsa yanımda olan, beni dinleyen Prof. Dr. Aynur ARAS ve Prof. Dr. Aslıhan Mediha ERDİNÇ'e çok teşekkür ederim.

Verdiği fikirler ve yaptığı yönlendirmeler ile tezimin şekillenmesine katkıda bulunan Dokuz Eylül Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümü öğretim görevlisi sayın Prof. Dr. Mehmet Zor'a çok teşekkür ederim.

Ege Üniversitesi Ortodonti Bölümünü bir aile yapan başta Anabilim Dalı başkanımız Prof. Dr. A.Ö. Alev ÇINSAR olmak üzere hepsi birbirinden değerli Anabilim Dalımızın tüm öğretim üyelerine, asistan arkadaşlarıma, klinik çalışmalarımızda bize yardımcı olan tüm hemşirelerimize, sekreterlerimize ve personellerimize teşekkür ederim.

İZMİR-2016 Dt. Aylin PAŞAOĞLU

ÖZET

MEKANİK VİBRASYON KUVVETLERİNİN DİŞ HAREKETLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

AMAÇ: Ortodontik tedavinin hızlandırılması hem hekim hem de hasta açısından önemli olan ve üzerinde yoğun olarak çalışılan bir konudur. Piyasada vibrasyon kuvvetleri ile diş hareketini hızlandıran pek çok aparey bulunmaktadır; fakat bunların diş hareketi üzerindeki etkileri kesin ve net değildir. Bu çalışmanın amacı, mekanik vibrasyon kuvvetlerinin diş hareketi üzerindeki stres dağılımına ve diş hareket hızına olan etkisinin üç boyutlu (3D) sonlu elemanlar analizi ile bilgisayar ortamında incelenmesidir.

MATERYAL VE METOD: Ortodontik tedavi gereği üst 1. premolar dişlerinin çekilmesine karar verilen sınıf II malokluzyona sahip bir hastanın CBCT görüntüsü kullanılarak 3D model elde edilmiş ve bu model üzerinde Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) programı kullanılarak sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Tek bir model üzerinde üç farklı analiz gerçekleştirilmiştir. Çekim sonrasında tedavinin bir aşaması olarak gerçekleştirilen kanin distalizasyonu safhasında kanin dişe 150 g kuvvet, 150 g kuvvet ile beraber 30Hz (0,2 N), 150 g kuvvet ile beraber 111 Hz (0,06 N) uygulanmıştır. Bunun sonucunda uygulanan kuvvetin ve vibrasyonun uygulandığı ilk andaki değişimler değerlendirilerek, gerilme ve yer değiştirme dağılımları karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

BULGULAR: Kanin dişine mezialden distale doğru kuvvet uygulanmıştır. Bunun sonucunda bu düzlemde elde edilen toplam yer değiştirme miktarı incelendiğinde; 150 g kuvvet ve 30 Hz uygulanan ikinci analizde en fazla yer değiştirme (0,002885

mm), 150 g kuvvet ve 111 Hz uygulanan üçüncü analizde daha az (0,001787 mm) ve sadece 150 g kuvvet uygulanan birinci analizde ise en az yer değiştirme (0,001030 mm) elde edilmiştir. Birinci analizde kanin dişte distovestibül yönde rotasyon olurken ikinci ve üçüncü analizde distopalatal yönde rotasyon eğilimi gözlemlenmiştir. Sadece kuvvet uygulaması sonucu dişte ekstrüzyon gözlenirken, doğrusal kuvvet ve vibrasyon kuvvetleri birlikte dişte intrüzyona sebep olmuştur.

SONUÇ: Çalışmamızda belli aralık değerindeki vibrasyon kuvvetlerinin diş hareketini hızlandırdığı sonucuna varılmıştır. Diş hareketi esnasında uygun olan kuvvet ve vibrasyon değerlerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi klinik çalışmalara yol göstermesi açısından önemlidir.

Anahtar Kelimeler: Ortodonti; Kanin distalizasyonu; Vibrasyon; Diş hareketinin hızlandırılması; Sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECT OF MECHANICAL VIBRATION FORCE ON TOOTH MOVEMENT USING FINITE ELEMENT ANALYSIS

AIM: Acceleration of orthodontic treatment is a significant issue which is studied extensively and also important for doctors and patients. There are many appliances in the market to accelerate tooth movement by vibration forces; but the effects of these on the tooth movement are not precise and clear. The purpose of this study, the evaluation of the effect of mechanical vibration force to the stress distribution on tooth movement and tooth movement speed by using three-dimensional (3D) finite element analysis on computer.

MATERIAL AND METHODS: 3D model was created by using CBCT image of a patient who has cl 2 mallaocclusion and decided to extract upper first premolars because of orthodontic treatment and finite element analysis were performed on this model by using Algor Fempro (ALGOR, Inc., 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) program. Three different analysis were performed on a single model. After extraction, at the stage of canine distalization which was implemented as a stage of the treatment, 150 g force, 150 g force 30Hz (0,2 N) together, 150 g force 111 Hz (0,06 N) together were applied to canine. As a result, it was evaluated the first moment effect of force and vibration, stress and displacement distribution were investigated comparatively.

RESULTS: Force was applied to canine from mesial to distal direction. As a result of this investigation; when it was obtained the total amount of displacement;

maximum displacement in the second analysis applied 150 g force and 30 Hz (0,002885 mm), less displacement in the third analysis applied 150 g force and 111 Hz (0,001787 mm) and least displacement in the first analysis applied only 150 g force (0,001030 mm) were gained. While in the first analysis canine rotated distovestibule direction, in the second and third analysis distopalatal direction was observed. While it was observed that only force application caused extrusion in the tooth, linear and vibration forces together caused intrusion.

CONCLUSION: In our research; it has been concluded that in a certain range of values of periodic vibration force accelerated tooth movement. Investigation of suitable strength and vibration values during tooth movement using finite element analysis is important in guiding the clinical studies.

Keywords: Orthodontics; Canine distalization; Vibration; Acceleration of tooth movement; Finite element analysis

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ ……..……III

ÖZET ……V

ABSTRACT ……VII

İÇİNDEKİLER ……..……..IX

TABLOLAR DİZİNİ ……..……XV

ŞEKİLLER DİZİNİ ……..…..XVI

KISALTMALAR LİSTESİ ……..……XX

BÖLÜM I

GİRİŞ ……**1**

BÖLÜM II

GENEL BİLGİLER……..**4**

2.1 Ortodontik Diş Hareketi ……..4

2.1.1 Tarihçe……..4

2.1.2 Ortodontik Diş Hareketlerinin Fizyolojisi ve Biyolojik Özellikleri ……6

2.1.2.1 Optimum Ortodontik Kuvvet ……12

2.1.3 Ortodontide Diş Hareketi Kuramları ……14

2.1.3.1 Basınç-Gerilim Teorisi……14

2.1.3.2 Kemik-Eğilme Teorisi ……14

2.1.3.3 Biyoelektrik Sinyaller Teorisi.....15

2.1.3.4 Akışkan Dinamikler Teorisi.....16

2.1.3.5 İmmun Sistemin Yanıtı ve Diş Hareketindeki Yeri.....16

2.1.4 Ortodontik Diş Hareketinin Mekanik Özellikleri 18

2.1.4.1 Ortodontide Kuvvet.....18

2.1.4.2 Direnç Merkezi, Rotasyon Merkezi ve Moment.....20

2.2 Ortodontide Çekimli ve Çekimsiz Tedaviler.....21

2.2.1 Kanin Distalizasyonu 22

2.2.1.1 Sürtünmeli Sistem.....23

2.2.1.2 Sürtünmesiz Sistem.....24

2.3 Diş Hareketlerinin Biyostimülasyonu – Hızlandırılması 25

2.3.1 Cerrahi Uygulamalar 26

2.3.1.1 Kortikotomi ile Biyostimülasyon 26

2.3.1.2 Piezoinsizyon ile Biyostimülasyon.....28

2.3.1.3 İnterseptal Kemik Cerrahisi ile Biyostimülasyon.....28

2.3.2 Cerrahi Olmayan Uygulamalar 29

2.3.2.1 Madde Enjeksiyonu.....30

2.3.2.2 Gen Stimülasyonu.....32

2.3.2.3 Cihaz Kullanımı 33

2.3.2.3.1 Lazer ile Biyostimülasyon.....33

2.3.2.3.2 Lıpus (Ultrason) ile Biyostimülasyon.....34

2.3.2.3.3 Elektrik Akımı ile Biyostimülasyon.....35

2.3.2.3.4 Elektromanyetik Alan ile Biyostimülasyon……..36

2.3.2.3.5 Mekanik Vibrasyon ile Biyostimülasyon……36

2.3.2.3.5.1 Vibrasyon Kuvveti Üreterek Diş Hareketini Hızlandıran Apareyler……39

2.4 Stres ve Gerilme Analiz Yöntemleri……40

2.5 Sonlu Elemanlar Analizi ……42

2.5.1 Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar……43

2.5.2 Genel Prensipler……49

2.5.3 Non-Lineer Analiz……49

2.5 4 Statik-Lineer Analiz ……50

2.5.5 Parametreler……51

2.5.5.1 Geometri……51

2.5.5.2 Eleman Tipi ve Sayısı……51

2.5.5.3 Malzeme Özellikleri ……52

2.5.5.4 Sınır Koşulları……53

2.5.6 Sonlu Elemanlar Analizinin Yapım Aşamaları……53

2.5.7 Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları ……56

2.5.8 Dental Dokuların Materyal Özellikleri……57

2.5.9 Konu ile İlgili Yapılmış Benzer Çalışmalar……58

BÖLÜM III

GEREÇ VE YÖNTEM……**60**

3.1 Geometrik Modellerin Oluşturulması ……61

3.1.1 Üst Çene Kemiğinin Modellenmesi ……61

3.1.2 Dişlerin ve Diş Soketlerinin Modellenmesi ……64

3.1.3 Periodontal Ligamentin Modellenmesi ……65

3.1.4 Üst Çene Kemiğinin Dişlerle Birlikte Modellenmesi ……67

3.1.5 Braketin Modellenmesi ……68

3.1.6 Model Setinin Oluşturulması ……69

3.2 Analiz Yapılacak Matematiksel Modelin Oluşturulması ……..69

3.2.1 Oluşturulan Modelin Sonlu Elemanlar Analizi İçin Hazırlanması ……69

3.2.1.1 Ağ Yapının Oluşturulması ……70

3.2.1.2 Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması ……..71

3.2.1.3 Sınır Koşullarının Tanımlanması……..72

3.3.Analizlerin Yapılması ve Sonuçların Alınması ……..73

BÖLÜM IV

BULGULAR……**75**

4.1. Model Üzerinde Gerçekleştirilen Birinci Analize Ait Bulgular ……76

4.1.1. Kanin Diş Ve Çevre Dokulardaki Gerilme Değerleri……..76

4.1.2 Yer Değiştirme Değerleri ……..82

4.1.2.1 Transversal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri ……82

4.1.2.2 Sagittal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri……83

4.1.2.3 Vertikal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri……..83

4.1.2.4 Total Yer Değiştirme Değerleri ……84

4.2. Model Üzerinde Gerçekleştirilen İkinci Analize Ait Bulgular ……88

4.2.1. Kanin Diş ve Çevre Dokulardaki Gerilme Değerleri……88

4.2.2 Yer Değiştirme Değerleri ……..92

4.2.2.1 Transversal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri……93

4.2.2.2 Sagittal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri……94

4.2.2.3 Vertikal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri……95

4.2.2.4 Total Yer Değiştirme Değerleri……..96

4.3. Model Üzerinde Gerçekleştirilen Üçüncü Analize Ait Bulgular ……99

4.3.1. Kanin Diş ve Çevre Dokulardaki Gerilme Değerleri……99

4.3.2 Yer Değiştirme Değerleri ……103

4.3.2.1 Transversal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri……104

4.3.2.2 Sagittal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri……105

4.3.2.3 Vertikal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri……..106

4.3.2.4 Total Yer Değiştirme Değerleri……107

BÖLÜM V

TARTIŞMA ……112

5.1 Gereç ve Yöntemin Tartışılması……112

5.1.1 Gerecin Tartışılması……112

5.1.2 Yöntemin Tartışılması……118

5.1.2.1 Eleman Tipinin Tartışılması……122

5.1.2.2 Eleman Sayısının Tartışılması……123

5.1.2.3 Malzeme Özelliklerinin Tartışılması……124

5.1.2.4 Sınır Koşullarının Tartışılması……125

5.2 Model Yapısının Tartışılması……..126

5.3 Bulguların Tartışılması ……..…128

5.3.1 Birinci Analize Ait Bulgularının Tartışılması ……..…128

5.3.1.1. Gerilme Bulgularının Tartışılması……128

5.3.1.2. Yer Değiştirme Bulgularının Tartışılması……129

5.3.2. İkinci Analize Ait Bulgularının Tartışılması ……..…130

5.3.2.1. Gerilme Bulgularının Tartışılması ……130

5.3.2.2. Yer Değiştirme Bulgularının Tartışılması ……131

5.3.3. Üçüncü Analize Ait Bulgularının Tartışılması ……132

5.3.3.1. Gerilme Bulgularının Tartışılması ……132

5.3.3.2. Yer Değiştirme Bulgularının Tartışılması ……132

5.4. Analiz Bulgularının Karşılaştırılmalı Olarak Tartışılması ……..133

5.4.1. Gerilme Bulgularının Tartışılması ……..133

5.4.2. Yer Değiştirme Bulgularının Tartışılması ……134

BÖLÜM VI

SONUÇ VE ÖNERİLER……..**136**

6.1 Sonuç ……136

6.2 Öneriler……138

BÖLÜM VII

KAYNAKLAR……139

ÖZGEÇMİŞ……161

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1. Çalışmada kullanılan modelin düğüm ve eleman sayısı……71

Tablo 2. Çalışmada kullanılan malzeme değerleri……72

Tablo 3. Sonlu elemanlar analizinde köpek dişinin düzlemlere göre ve toplam değerde yer değiştirme miktarı (mm) olarak ifade edilmiştir……110

Tablo 4. Sonlu elemanlar analizinde 1.PM dişe ait minimum ve maksimum asal gerilme değerleri verilmiştir……110

Tablo 5. Sonlu elemanlar analizinde kanin dişe ait minimum ve maksimum asal gerilme değerleri verilmiştir……111

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Diş ve çevre dokuları……7

Şekil 2. Ortodontik kuvvet uygulaması sonucu dişin bir noktadan diğerine hareket etmesi……11

Şekil 3. Dişin üzerine uygulanan M/F oranının değişmesi ile kontrolsüz devrilme, kontrollü devrilme, translasyon ve kök hareketi elde edilir (66)……21

Şekil 4. 20 yaşında erkek hastaya ait CBCT görüntüsü……61

Şekil 5. ‘’Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak üst çene kemik dokusu ayrıştırılması……62

Şekil 6.A) Spongioz kemiğin modellenmesi B) Kortikal kemiğin modellenmesi C) Kortikal ve spongioz kemiğin birlikte modellenmesi……63

Şekil 7. Dişlerin modellenmesi……64

Şekil 8. Kanin dişinin modellenmesi……65

Şekil 9. Periodontal ligamentin modellenmesi……65

Şekil 10. Kortikal kemik, spongioz kemik ve periodontal ligament ile çevrili diş soketlerinin elde edilmesi……66

Şekil 11. A) Üst çene kemiğinin dişlerile birlikte modellenmesi–okluzal görünüm B) Üst çene kemiğinin dişlerile birlikte modellenmesi–lateral görünüm……67

Şekil 12. Kanin dişin üst çene kemiği içerisinide gösterilmesi……68

Şekil 13. Kullanılan braketin modellenmesi……68

Şekil 14. Sonlu elemanlar analizi yapılacak olan modelin lateralden görünümü…….69

Şekil 15. Matematiksel modelin elde edilmesi……70

Şekil 16. Çalışmada kullanılan Brick elemanların 3D görünümü……71

Şekil 17. Sınır koşullarının lateralden görünümü……72

Şekil 18. Sınır koşullarının oklüzalden görünümü……..73

Şekil 19. Sadece kuvvet uygulaması ile kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri……77

Şekil 20. Sadece kuvvet uygulaması ile kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri……78

Şekil 21. Sadece kuvvet uygulaması ile spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri……79

Şekil 22. Sadece kuvvet uygulaması ile spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri……80

Şekil 23. Sadece kuvvet uygulaması sonucu kanin dişin çevresindeki Von Mises değerleri……..81

Şekil 24. Birinci analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer değiştirmeler ….82

Şekil 25. Birinci analiz sonucu elde edilen sagittal yöndeki yer değiştirmeler ……..83

Şekil 26. Birinci analiz sonucu elde edilen vertikal yöndeki yer değiştirmeler…….84

Şekil 27. Birinci analiz sonucu elde edilen toplam yer değiştirme miktarları……85

Şekil28. Birinci analiz sonucu elde edilen toplam yer değiştirme miktarlarının model üzerinde gösterilmesi……85

Şekil 29. Birinci analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması ……86

Şekil 30. A) Kanin diş konumunun çakıştırılması – lateral görünüm B) Kanin diş konumunun çakıştırılması – okluzal görünüm……..87

Şekil 31. Kuvvet ve 30 Hz vibrasyon uygulaması ile kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri……88

Şekil 32. Kuvvet ve 30 Hz vibrasyon uygulaması ile kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri……89

Şekil 33. Kuvvet ve 30 Hz vibrasyon uygulaması ile spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri……90

Şekil 34. Kuvvet ve 30 Hz vibrasyon uygulaması ile spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri……90

Şekil 35. Kuvvet ve 30 Hz vibrasyon uygulaması sonucu kanin dişin çevresinde meydana gelen Von Mises değerleri A) Okluzal görünüm B) Lateral görünüm……92

Şekil 36. İkinci analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer değiştirmeler…….93

Şekil 37. İkinci analiz sonucu elde edilen sagittal yöndeki yer değiştirmeler ……94

Şekil 38. İkinci analiz sonucu elde edilen vertikal yöndeki yer değiştirmeler……95

Şekil 39. İkinci analiz sonucu elde edilen toplam yer değiştirme miktarları……96

Şekil 40. İkinci analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması……97

Şekil 41. A) Kanin diş konumunun çakıştırılması – lateral görünüm B) Kanin diş konumunun çakıştırılması – okluzal görünüm……..98

Şekil 42. Kuvvet ve 111 Hz vibrasyon uygulaması ile kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri……99

Şekil 43. Kuvvet ve 111 Hz vibrasyon uygulaması ile kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri……..100

Şekil 44. Kuvvet ve 111 Hz vibrasyon uygulaması ile spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri……..101

Şekil 45. Kuvvet ve 111 Hz vibrasyon uygulaması ile spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri……..101

Şekil 46. Kuvvet ve 111 Hz vibrasyon uygulaması sonucu kanin dişin çevresinde meydana gelen Von Mises değerleri A) Okluzal görünüm B) Lateral görünüm…….103

Şekil 47. Üçüncü analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer değiştirmeler……..104

Şekil 48. Üçüncü analiz sonucu elde edilen sagittal yöndeki yer değiştirmeler…….105

Şekil 49. Üçüncü analiz sonucu elde edilen vertikal yöndeki yer değiştirmeler…….106

Şekil 50. Üçüncü analiz sonucu elde edilen toplam yer değiştirme miktarları……107

Şekil 51. Üçüncü analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması……..108

Şekil 52. A) Kanin diş konumunun çakıştırılması – lateral görünüm B) Kanin diş konumunun çakıştırılması – okluzal görünüm……109

KISALTMALAR

g: Gram

F: Kuvvet

M/F: Moment/kuvvet oranı

3D: Üç boyutlu

N: Newton

mm: Milimetre

g/cm^2: Gram/santimetrekare

°: Derece

CBCT: Konik ışın huzmeli volumetrik bilgisyarlı tomografi

MRI: Manyetik rezonans görüntüleme

BT: Bilgisayarlı tomografi

FEM : (Finite Element Method) Sonlu Elemanlar Metodu

mm² : Milimetrekare

J: Joule

N/mm^2: Newton/ milimetrekare

(U) : Deplasman vektörü

E: Elastisite Modülü

[K] : sistem katılık matrisi

Є: Strain(Gerilme)

ε: Birim Şekil Değiştirme

σ: Stres Gerilim

PDL: Periodontal Ligament

TNF–α : Tümör nekroz faktör alfa

CSFs: Koloni stimüle edici faktör

PGE1, PGE2: Prostoglandin E1,E2

DOS: Diş eti oluğu sıvısı

(IL)–1b: İnterlökin 1b

OPG: Osteoprotegerin

cAMP: Siklik adenozin monofosfat

cGMP: Siklik guanazin monofosfat

RANKL: Reseptör aktivatör nükleer kappa B ligand

Bu çalışma Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından

2014-DİŞ-012 proje numarası ile desteklenmiştir.

BÖLÜM I

GİRİŞ

Günümüzde yüz ve gülümseme estetiğine verilen değerin artması, bu estetiğin önemli bir parçası olan dişleri ve dişlerin konumlarını daha ideal hale getirmeyi zorunlu kılmıştır. Hastanın kendi dişlerini kullanarak estetik beklentiyi karşılayan ortodontik tedavi son dönemde çok talep görmektedir. Ortodontik tedavideki amaç, bireylere sağlıklı bir periodontal yapı ile birlikte düzgün bir oklüzyon oluşturarak estetik ve fonksiyonel bakımdan uygun bir orofasial yapı kazandırmaktır.

Ortodontik diş hareketi; kemik soketi içerisinde meydana gelen yapım ve yıkım olayları sonucunda dişin istenilen yönde hareket ettirilmesidir. Bu hareket; uygulanan kuvvetin büyüklük, yön, moment/kuvvet oranı gibi özelliklerinden ve periodontal dokuların fizyolojik yapısından etkilenmektedir.

Şiddetli çapraşıklık, çeneler arasında uyumsuzluk ya da yüz estetiğinde denge sağlamak amacıyla bazı hastaların ortodontik tedavisinde diş çekimi gerekebilmektedir. Genelde çapraşıklık bölgesine en yakın diş olmaları sebebiyle birinci premolar dişler tercih edilmektedir. Çekimli tedavilerin önemli aşamalarından biri de kanin distalizasyonu aşamasıdır.

Kanin distalizasyonu ortodontik tedavilerin en önemli ve uzun süren safhalarından biri olup distalizasyon amacıyla birçok yöntem kullanılmaktadır. Kanin distalizasyonu amacıyla kullanılan yöntemler genel olarak hareketli ve sabit olmak üzere iki ana başlık altında toplanmakta ve sabit kanin distalizasyon yöntemleri de, sürtünmeli (ark teli ile birlikte) ve sürtünmesiz (ark teli üzerinde) sistemler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

Çekimli ortodontik tedavilerde kanin distalizasyonu sırasında üç boyutlu kontrolün sağlanması ortodontik tedavinin stabilitesi açısından büyük önem taşımaktadır.

Son dönemde ortodontik tedavi amacıyla başvuran hasta sayısında meydana gelen artış ve bilinçlenme doktorların iş yükünü bir hayli arttırmıştır. Tedavi süresinin kısaltılması ve verimliliğinin arttırılması amacıyla diş hareketini hızlandırmak için pek çok yöntem geliştirilmiştir.

Bir dişin, kemik içindeki hareketinin temelini dişin kökünü çevreleyen alveoler kemikteki remodeling ve periodontal ligamentteki hücresel değişimler oluşturmaktadır. Diş hareketi esnasında, periodontal dokuların hem kimyasal yapılarında, hem de enzimatik seviyelerinde değişiklikler meydana gelmektedir. Dişe mekanik kuvvet uygulanması sonucu, basınç ve gerilim kuvvetlerinin etkisinde kalan periodontal dokularda bir takım kimyasal moleküllerin seviyelerinde artış olduğu görülmüştür. Dişin hareketi esnasında kuvvete karşı dokularda oluşan direnci azaltmak ve çevresel faktörleri değiştirmek suretiyle, mekanik kuvvetleri hücresel cevaba dönüştüren fizyolojik aracılar olarak düşünülen prostaglandin, osteokalsin, nöropeptitler, lökotrienler, paratiroid hormon, 1,25 dihidroksikolekalsiferol, kortizon, nitrik oksit gibi maddeler diş hareketini hızlandırmak amacıyla kullanılmıştır.

Aynı zamanda kimyasal madde enjeksiyonu dışında cerrahi girişimler, ultrason, lazer ve elerktrik akımı da diş hareketini hızlandırmak amacıyla kullanılan yöntemler arasındadır.

Son dönemde gelecek vadeden bir diğer yöntem ise vibrasyon kuvvetleri gibi döngüsel kuvvetlerin kullanılması ile diş hareketlerini hızlandırmaktır.

Ortodontik tedavi esnasında uygulanan kuvvetlerin diş ve çevre dokular üzerindeki etkilerini incelemeyi, bu kuvvetlerin oluşturduğu stres ve gerilimlerin lokasyonunu, dağılımını belirlemeyi; aynı zamanda meydana

gelebilecek deformasyonlar hakkında bilgi sahibi olmayı sağlayan çeşitli analiz yöntemleri bulunmaktadır. Sonlu elemanlar analizi de bunlardan biridir.

Biyomekanik etkilerin in vitro incelenmesinde önemli bir araştırma aracı olarak tercih edilen sonlu elemanlar analizi, mühendislik ve havacılık alanları ile birlikte son dönemde, diş hekimliğinde de sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Sonlu elemanlar analizi, düzensiz geometriye sahip ve heterojen materyal özellikleri gösteren yapılara kolayca uygulanabilmekte ve sayısal model sonlu sayıdaki elemanlardan oluşmaktadır. Elemanların düğüm noktaları ile yaptıkları bağlantılara bağlı olarak, tüm yapıdaki deformasyon miktarı ve bu durumdan elde edilen değişkenler, yer değiştirmeler ve birim şekil değişimler elde edilebilmektedir. Sonlu elemanlar analizinin bir diğer üstünlüğü ise her katmanda oluşan gerilmeleri komşu yapılar ile olan etkileşimlerden bağımsız olarak ölçebilmektir.

Bu çalışmanın amacı; üst birinci premolar çekimli sabit ortodontik tedavi gören hastada iki farklı değerde uygulanan mekanik vibrasyon kuvvetlerinin, kanin distalizasyonu aşamasında diş hareketine olan etkilerinin değerlendirilmesi, dişler ve çevre yapılar üzerinde kuvvet ve vibrasyon uygulaması sonrası ilk anda oluşan etkilerin bilgisayar ortamında 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelenerek klinik çalışmalara rehberlik etmesidir.

BÖLÜM II

GENEL BİLGİLER

2.1 Ortodontik Diş Hareketi

Ortodontik diş hareketi; belirli bir süre, yeterli büyüklükte kuvvet uygulandığında alveolar kemik soketi içerisinde meydana gelen yapım ve yıkım olayları sonucunda dişin bir yerden başka bir yere hareket etmesidir (1,2).

Ortodontik diş hareketleri uygulanan kuvvetin karakteristik özelliğine, periodontal ligamentin boyutuna ve oluşan biyolojik cevaba bağlı olarak hızlı ya da yavaş bir şekilde meydana gelebilmektedir; bu yönüyle yavaş ilerleyen ve genellikle mezial, okluzal yönde gerçekleşen dişlerin fizyolojik hareketlerinden farklıdır (3-5).

2.1.1 Tarihçe

Dişlerin hareket etmesi ve çapraşıklığın düzeltilmesi düşüncesi çok eski çağlara dayanmaktadır. Arkeologların yaptığı pek çok kazıda dişlerinin etrafında metal bantlar olan mumyalara rastlanmıştır. Tıbbın babası olarak bilinen Hipokrat ve Aristotales diş bozukluklarından bahsetmişlerdir. MÖ 25 ve MS 50 yılları arasında yaşayan Aurelius Cornelius Celsus ise ilk olarak parmak basıncıyla dişleri hareket ettirerek, dişlerin yerlerine yerleşebilecekleri düşüncesini ortaya atmış ve süt dişlerinin gerisinde çıkan daimi dişleri tedavi etmeyi önermiştir.

Bunlar gibi pek çok örnek olmasına rağmen 1700'lü yılların başına kadar diş hareketini açıklayan kanıta dayalı bir bilgi bulunmamaktadır. 1728 yılında Pierre Fauchard dişleri düz hale getirme yollarından bahsetmiş ve ''Bandeau'' adını verdiği bir aparey kullanmıştır. Yine bir Fransız olan Ettienne Bourdet ise çapraşıklığı çözmek için ilk defa premolarların çekilmesini

önermiştir.1771 yılında John Hunter yazdığı kitabında diş hareketlerinden bahsetmiştir (6).

Diş hareketinin, kemik soketi içerisindeki rezorbsiyon ve depozisyonlara bağlı olarak gerçekleştiği düşüncesi ise 1800 'lü yıllara kadar uzanmaktadır (6,7). Chapin A. Harris (1839), Jhon Tomes (1859), Norman W. Kingsley (1880) yaptıkları çalışmalarda kemik dokudan ve dişin bu doku içerisindeki hareketinden bahsetmişlerdir (6-8). J. N. Farrar alveoler kemiğin, ortodontik diş hareketinde önemli rol oynadığını belirten ilk araştırmacıdır(1888) (9).

Ortodontik kuvvet'in etki ettiği dentoalveolar dokuların histolojik incelemesi ilk olarak 1904 yılında Carl Sandstedt tarafından köpekler üzerinde yapılan çalışmada ele alınmıştır. Uygulanan basınçla sıkışan ve gerilen periodontal ligament izlenmiş, kemik rezorpsiyonu ve formasyonu gözlenmiştir (10).

Oppenheim'ın (1911,1930) maymunlar üzerinde yaptığı çalışmalarda çevre dokular incelenmiştir (11). Schwarz (1932)'de yaptığı çalışmada uygulanan kuvvet miktarına değinmiş ve bu kuvvet miktarının kapiller kan basıncına eşit olması gerektiğini savunmuştur (12).

Kaare Reitan'ın(1951) yaptığı çalışmada değişik kuvvet değerlerinin meydana getirdiği doku reaksiyonlarını incelemiştir. Storey & Smith (1952) diferansiyal kuvvet konsepti üzerine çalışma yapmışlardır. Baumrind & Buck (1960) radyografi ile yaptıkları çalışmada basınç ve gerilim tarafında anlamlı fark bulamamışlardır.

Bassett and Becker, (1962) diş hareketinde piezoelektrik kuram ile ilgili çalışmalar yapmışlardır. Burstone (1969) ise, optimum ortodontik kuvvet sisteminde dişe uygulanan kuvvetin sabit ve devamlı olması gerektiğini belirtmiştir. Kvam & Rygh (1972) diş hareketi esnasında meydana gelen rezorbsiyon ve yapısal değişiklikler üzerine çalışmışlardır (13).

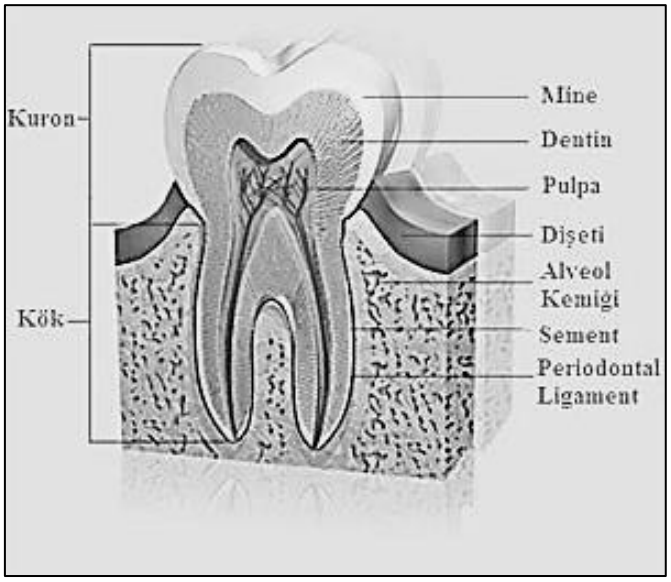
Yapılan derlemelerde 1980'li yıllara kadar birçok araştırmacının optimum kuvvet ve maksimum diş hareketi ile ilgili çalışmalara ağırlık verdiği, bu tarihten sonra ise daha çok farklı diş hareketlerindeki histolojik değişimler ile ilgili araştırmalar yapıldığı belirlenmiştir (9,14,15).

2.1.2 Ortodontik Diş Hareketlerinin Fizyolojisi ve Biyolojik Özellikleri

Ortodontik diş hareketi; uygulanan kuvvetin periodonsiyumda meydana getirdiği makroskobik ve mikroskobik değişikliklerin toplamıdır (16).

Ortodontik kuvvet uygulandığında diş kökü alveolar soket içerisinde hareket eder. Bu ilk ve ani hareket periodontal ligament hücrelerinde deformasyona yol açar. Buna bağlı olarak sinir uçlarından nöropeptidler salgılanır, bu maddeler kan damarlarının geçirgenliğini değiştirerek immün sistem hücrelerinin periodontal ligamente göçünü uyarır. Salgılanan TNF–α, interlökin ve çeşitli büyüme faktörleri fibroblast, osteoblast gibi hücreleri uyararak hücresel faaliyetin başlamasına yol açar (17).

Ortodontik diş hareketinin meydana gelmesinde başlıca sorumlu olan yapı, kemik cevabını uyaran periodontal ligamenttir (1). Dişlerin kökleri ve alveol kemik soketi arasında yer alan periodontal ligament yaklaşık 0,5 mm kalınlığında olup sement ile kemik soket duvarı arasında uzanan kollajen fibrillerden, hücresel elemanlardan, kapillerden, sinir fibrillerinden ve doku sıvısından meydana gelmektedir. Bu doku çiğneme kuvvetleri sonucu dişe etkiyen basınçları absorbe edici özellik gösterir (1,2).



Şekil 1. Diş ve çevre dokuları

Diş hareketi sırasında ilk olarak değişime uğrayan doku elemanları; lifler, hücreler, kılcal damarlar ve sinirleriyle periodontal ligament, ikinci olarak da alveolar kemiktir (2).

Dişin hareketi esnasında periodontal ligament içerisinde basınca ve gerilmeye mağruz kalan bölgeler oluşmaktadır. Kuvvetin uygulandığı yönde diş kökünün ligamente doğru hareket ettiği bölge basınç bölgesi, hareketin aksi yönünde ise ligamentin esnediği bölge gerilim bölgesi olarak adlandırılır. Basınca maruz kalan periodontal ligamente komşu alveolar kemikte rezorbsiyon, gerilmeye maruz kalan alveolar kemikte ise apozisyon görülmektedir (1).

Rezorbsiyona ve apozisyona uğrayan kemik yüzeylerinde periodontal ligament devamlılığı korunur. Bu devamlılığın sağlanmasında dış periodontal bölgenin (alveol kemiğine komşu), iç periodontal bölgenin (semente komşu) ve ara bölgenin (iç ve dış bölge arasında) önemi büyüktür. Kemik apozisyonu görülen alanlarda dış periodontal bölge yeni oluşan kemik tabakası içinde kalmaktadır ve sharpey fibrilleri haline dönmektedir, ara periodontal bölge yeni dış periodontal bölgeye dönüşmekte; iç periodontal bölge ise semente

yapışık olduğundan dolayı stabil kalmaktadır. Bu olaylar apozisyon süresince ardışık olarak devam etmektedir.

Kemik rezorbsiyonu olan alanlarda, kemik matriks lifleri harap olmamakta ve çıplak kollajen lifler haline dönerek dış periodontal bölge lifleri görevi görmektedir. Böylece periodonsiyum ile kemik arasındaki fibröz bağın devamlılığı korunmaktadır. Rezorbsiyon süreci boyunca eski dış periodontal bölge lifleri ara periodontal bölge liflerine dönüşmektedir (18).

Baskı Bölgesi:

Uygulanan kuvvetin optimum yada ağır olmasına göre rezorbsiyon (yıkım) ; direk ya da indirek olarak meydana gelir.

Direk Kemik Rezorbsiyonu:

Basınç bölgesine komşu alveolar kemiğin hücresel faaliyetler sonucu rezorbsiyonuna direk kemik rezorbsiyonu ya da frontal kemik rezorbsiyonu denir.

Hafif kuvvetlerde; kuvvet uygulamasından 1 saniye geçmeden, alveolar kemik bükülür ve piezoelektrik sinyalleri oluşur. 1-2 saniye içerisinde PDL sıvısının aralıktan taşması ve dişin periodontal aralıkta hareket etmesi meydana gelir. 3-5 saniye sonra sıkışma tarafındaki kan damarları parsiyel olarak basınca maruz kalırken, gerilim tarafındaki kan damarları ise genişler. PDL fibrillerin ve hücrelerin mekanik olarak biçimi bozulur. Dakikalar içinde kan akımı ve oksijen seviyesi değişir, prostoglandin ve sitokinler salgılanır. Birkaç saat içinde metabolik değişiklikler görülür. Kimyasal haberciler enzim seviyelerini ve hücresel aktiviteyi değiştirir. 4 saat gibi bir süre sonra cAMP seviyesi artar, PDL'de hücresel değişim başlar. Yaklaşık 2 gün sonra, osteoklast ve osteoblastların kemiği yeniden şekillendirmesiyle diş hareketi başlamış olur (1).

Kemik doku devamlı mekanik deformasyona maruz kaldığında konkav yüzeyde kemik apozisyonu görülürken, konveks tarafta ise kemik rezorpsiyonu izlendiği belirtilmektedir (13).

Osteoklastlar; hematopoetik kemik iliğinde yerleşmiş granülosit ve monositlerden kaynaklanan çok çekirdekli dev hücrelerdir (1,19). Baskı bölgesindeki osteoklastların formasyonu, alveolar kemikteki osteoblastlar ve PDL'de bulunan fibroblastlar tarafından bir takım düzenleyici maddelerin salgılanmasıyla kontrol edilir. Bu maddeler koloni stimüle edici faktör (CSFs), reseptör aktivatör nükleer kappa B ligand (RANKL) ve osteoprotegerin (OPG) gibi maddelerdir.

Osteoblastlar kollejenolitik proteazlar (kollejeni deforme eden enzimler) üreterek minerilize olmayan dokuların yıkımını sağlarken aynı zamanda osteoklastların minerilize dokulara girişini de sağlamaktadır. Prostoglandinler, kemik metabolizmasını lokal olarak regüle ederler ve mekanik stimülasyonla ilişkili kemik remodelasyonunda aktif rol oynarlar (20).

<u>İndirek Kemik Rezorbsiyonu:</u>

Dişe uygulanan kuvvet; kapiller kan basıncından (20-25g/cm²) fazla olduğu zaman baskı bölgesinde PDL fibrilleri kök ile kemik arasında sıkışır. Kuvvetin şiddeti arttıkça ligamentteki basınç da artar, 3-5 sn içerisinde kan damarları tamamen tıkanır. Dakikalar içerisinde baskı bölgesinde ki kanlanma tamamen durur. Saatler içerisinde bölgede hücre ölümleri gerçekleşir. 3-5 gün içerisinde hücre farklılaşması ve nekroz meydana gelir. Bu bölgedeki PDL nekrozu hyalinizasyon dokusu olarak adlandırılan hücresiz camsı bir dokudur (1,2).

Bu doku diş hareketinin durmasına yol açar ve yeniden hareketin başlayabilmesi için dokunun ortadan kaldırılması gerekmektedir (3). Hyalinizasyon bölgelerinde hücresel faaliyet durduğundan, alveol kemiği; kemik iliği boşluklarında oluşan osteoklastlarla, çevre kemikten periodonsiyuma doğru, indirek kemik rezorbsiyonu ile eritilir (1,3).

Birkaç gün içerisinde hyalinize alanı çevreleyen dokularda hücresel değişimler başlar. Hyalinizasyon bölgesine komşu dokulardan kimyasal mediatörler, nörotransmitterler ve inflamatuar mediatörler salınır. Bu

maddeler zarar görmemiş çevre dokulardaki makrofaj ve osteoklast gibi rezorbtif hücrelerin uyarılmasında büyük önem taşır (21,22).

Hyalinizasyon bölgesindeki fibriller asit hidrolaz gibi enzimlerle yıkılırken, nekrotik dokular makrofaj ve fibroblastlar tarafından ortadan kaldırılır (23,24).

Kuvvet uygulamasından itibaren 20-30 saat içerisinde kemik iç yüzeyine komşu alanlarda ve kemik iliğinde osteoklastlar ortaya çıkar. Osteoklastlar kemiğin organik ve inorganik yapısının ortadan kaldırılmasında görev alırlar. Nekrotik PDL bölgesine komşu kemiğin alttan rezorbe edildiği bu sürece indirek kemik rezorbsiyonu ya da ''undermining resorption'' adı verilir (9,19,21).

İndirek kemik rezorbsiyonu ile birlikte hyalinizasyon bölgesindeki basınç bir miktar azalır. Bu bölgede yeniden hücre görünmeye başlaması kuvvet uygulamasının yaklaşık olarak 3-4 hafta sonrasına denk gelir. Hyalinizasyon bölgesinde yeniden bağ dokusu hücrelerinin belirmesi ve sayılarının artmasından sonra, periodonsiyumda alveol kemik yüzeyi boyunca osteoklastlar ortaya çıkar ve direk kemik rezorbsiyonu ile alveol kemiği eritilmeye başlanır (25).

Hyalinizasyon ve indirek kemik rezorbsiyonu diş hareketlerinin başlangıç safhasında görülür. Bundan sonraki kemik yıkımı direk kemik reorbsiyonu şeklinde devam eder. Fakat kuvvet yine ağırlaşır ve optimumdan uzaklaşır ise hyalinizasyon dokusu yeniden meydana gelir (26).

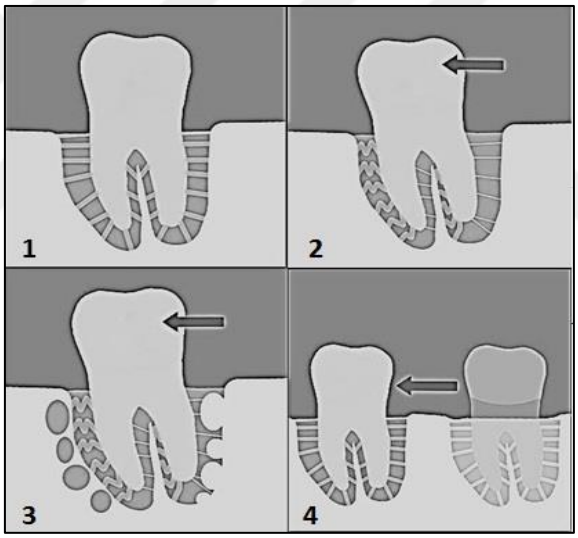
Hyalinizasyon dokusunun oluşmasında alveolar kemiğin yoğunluğu, kemik metabolizması, periodontal ligamentin fibril yapısı, hücresel faaliyetler ve uygulanan kuvvetin özellikleri önemlidir (1,19).

Gerilim Bölgesi:

Dişin hareket yönünün aksi tarafı gerilim bölgesidir. Periodontal fibrillerin gerilmesi yapım faaliyetlerini başlatan ana etkendir. Fibrillerin

gerilmesiyle fibroblast sayısında artış meydana gelir, daha fazla kollajen üretilir böylelikle diş hareket imkânı bulur (27,28).

Kemik metabolizması osteoblast ve osteoklastların dengesiyle kontrol altında tutulur. Bu dengenin sağlanmasında fibroblastlar tarafından salgılanan sitokinler önemli rol oynamaktadır. Mekanik kuvvetlerle karşılaşıldığında RANKL ve OPG salgılanır. Kemik makriksi osteoklastlar tarafından rezorbe edilirken osteoblastlar tarafından yeniden oluşturulur. İlk oluşan kemik dokusu ‘’osteoid’’ olarak adlandırılır. Osteoid kalsiye olmaya başladığında demetsi kemik ismini alır. Demetsi kemik organize olmaya devam ettikçe lamina dura üzerine yığılır. Böylece lamelli kemik oluşur (29,30).



Şekil 2. Ortodontik kuvvet uygulaması sonucu dişin bir noktadan diğerine hareket etmesi

Ortodontik Diş Hareketi Safhaları

Ortodontik diş hareketi; değişik araştırıcılar tarafından farklı şekillerde sınıflandırılmıştır.

Reitan, hyalinizasyon dokusuna göre diş hareketini iki safhada değerlendirmiştir (25).

Burstone ise hareketi 3 faz olarak sınıflamıştır. Başlangıç fazı; kuvvet uyguladıktan sonra 1-2 gün içerisinde görülen dişin soket içerisinde ani ve hızlı hareket ettiği dönemdir bu dönemde alveol kemik baskı altında kalır. Bu hareket dişin periodontal ligament boşluğu kadar yer değiştirmesiyle meydana gelir (31).

Yavaş ilerleyen faz (lag phase, duraklama fazı); bu dönem 4-20 gün içerisinde görülür. Hyalinizasyon dokusu oluştuğu için çok az hareket görülür ya da hiç görülmez (32,33). Hareketin duraksamasının sebebi; hyalinizasyon dokusunun ortamdan kaldırılmasının gerekmesidir (34,35).

Duraklama sonrası faz (postlag phase) ise hyalinizasyon dokusu ortamdan kaldırıldığı için diş hareketinin hızlı bir şekilde meydana geldiği dönemdir (9,23).

Yapılan çalışmalarda lineer faz adı verilen dördüncü bir fazın daha olduğu ve kuvvet uygulamasını takiben 60. gün civarında başladığı bildirilmiştir (36,37). Araştırıcılar 3. fazda diş hareketinin ivmeli olarak arttığını remodiling sürecinin maksimum kapasiteye ulaşmasını takiben ise belirli bir hızda devam ettiğini bildirmişler ve bu fazı lineer faz olarak tanımlamışlardır (37).

2.1.2.1 Optimum Ortodontik Kuvvet

Diş hareketi elde etmek amacıyla uygulanan; kök rezorbsiyonu ve çevre dokularda hasara yol açmayan, hastaya fiziksel herhangi bir rahatsızlık vermeyen aynı zamanda en hızlı diş hareketini elde etmeyi sağlayan kuvvete; optimum şiddette kuvvet denir (1,2,38).

Histolojik anlamda ise optimum kuvvet, kök yüzeyi boyunca periodontal ligament dokusunun canlılığını ve bütünlüğünü koruyarak maksimum hücresel cevabı oluşturan kuvvettir (2,39).

Optimum kuvvet tanımlamasını ilk olarak 1932’ de Schwarz ortaya koymuştur. Schwarz’a göre periodontal ligamente uygulanacak optimum kuvvet kapiller kan basıncına (20-25g/cm²) eşdeğer olmalıdır. Bu basıncın

altındaki kuvvetler herhangi bir reaksiyona neden olmazken, daha ağır kuvvetlerin dokuda nekroz oluşturduğu rapor edilmiştir (12).

Oppenheim diş hareketi meydana getirebilen en hafif kuvvetin kullanılmasını savunmuştur (40). Begg optimum ortodontik kuvvetlerin hafif kuvvetler olması gerektiğini savunmuştur (41).

Burstone çalışmasında ortodontik kuvvetlerin periodontal alanda eşit dağılmadığını ve optimum kuvvetin devamlı kuvvet olduğunu rapor etmiştir (39). Storey ve Smith ise kanin distalizasyonu üzerine yaptıkları çalışmada, 150-200 g kuvvetin optimum kuvvet sınırlarında olduğunu rapor etmişlerdir. Bu değerin altındaki kuvvetlerin hareket meydana getirmediğini, üzerindeki kuvvetlerin ise hareketi yavaşlattığını bildirmişlerdir (42).

Fortin köpeklerde premolarların translasyonunun sağlanabilmesi için optimum kuvvet olarak 147 g'ın yeterli olduğunu bildirmiştir (43).

Lee; optimum diş hareketini sağlayan ortalama basıncın cm^2 197 gf olduğunu belirtmektedir (44). Ricketts ve ark. diş hareketini sağlayan optimum basıncın ise cm^2 200 gf olarak bildirmiş ve bioprogressive tedavi mekanikleri için cm^2 100 gf önermişlerdir (45).

Iwasaki ve ark. ise 18 g kuvvetin etkin diş hareketi oluşturabileceğini ve optimum kuvvetin 100 g'dan daha düşük olması gerektiğini belirtmişlerdir (46).

Nikolai, optimum kuvvetin belirlenebilmesi için bireysel doku cevabı, kuvvetin uygulama şekli, kök yüzey alanı ve şekli, dişte istenen hareket tipi gibi faktörlerin göz önünde bulundurulması gerektiğini bildirmiştir. Optimum kuvvet değeri hakkında farklı fikirlerin olmasını da buna bağlamıştır (1,2,38). Bu değer aynı zamanda her birey ve diş için farklılık gösterir (1,14). Klinik açıdan ortodontik kuvvetin büyüklüğü ile diş hareketi hızı arasındaki ilişki optimum kuvvetin belirlenmesinde yol göstericidir (9).

2.1.3 Ortodontide Diş Hareketi Kuramları

Ortodontik diş hareketinin biyolojik ve fizyolojik özellikleri uzun bir süredir araştırılan bir konudur. Yapılan çalışmalar sonucunda diş hareketinin temel mekanizmalarını açıklayan çeşitli kuramlar geliştirilmiştir.

2.1.3.1 Basınç-Gerilim Teorisi

1932 yılında Schwartz yaptığı çalışmada diş hareketi esnasında hareket yönünde basınç; aksi yönde ise gerilim bölgeleri oluştuğunu bildirmiştir (12). Bu teori en basit ve en çok kabul edilen teoridir. Bu teoriye göre basınç tarafında vasküler daralmaya bağlı olarak yapım faaliyetleri azalmakta ve kuvvetin etkisiyle meydana gelen doku hasarına bağlı olarak hyaliznizasyon adı verilen doku oluşmaktadır. Basınç alanı yıkım faaliyetlerinin meydana geldiği bölge olarak işlev görmektedir. Gerilim tarafındaysa kan akımında ve salgılanan kimyasal ajanların miktarında artış olur. PDL fibril demetlerinin gerilmesiyle oluşan stimülasyona bağlı olarak hücre replikasyonu artmakta; artan proliferatif aktivite fiber üretiminde de artışa yol açmaktadır. Gerilim alanı ise yapım faaliyetlerinin meydana geldiği bölge olarak işlev görmektedir (47). Bu teoriye göre uygulanan kuvvet yönünde yani sıkışma bölgesinde kemikte rezorpsiyon olurken, ters yönde yani gerilim bölgesinde ise kemikte apozisyon oluşmaktadır (1,2,48).

2.1.3.2 Kemik-Eğilme Teorisi

Diş hareketinin meydana gelmesinde alveol kemiğinin önemine ilk olarak değinen araştırmacı Farrar'dır (9). Bu hipotez daha sonra Baumrind ve Grimm'in çalışmalarıyla da geliştirilmiştir. Bu teoriye göre dişe uygulanan kuvvet dişte ve çevre dokularda eğilmelere sebep olmaktadır; fakat elastik özelliği nedeniyle etki en fazla olarak alveol kemikte görülmektedir. Meydana gelen bu eğilme kemik dokuda yapım ve yıkım faaliyetlerinin başlamasına sebep olmaktadır (47,49).

Araştırmacılar köpek mandibulasında yaptıkları çalışmalarda; kanin dişin ortodontik olarak devrilmesinin alveoler kemiği eğerek, kemikte konkav

ve konveks yüzeyler yarattığını belirlemişlerdir. PDL'in gerildiği bölgeye komşu kemik konkavlaşmakta; PDL'in sıkıştığı bölgeye komşu kemikse konveksleşmektedir. Ardından konveks yüzeyde kemik yıkımı, konkav yüzeyde ise kemik yapımı görülmektedir (50,51,52).

2.1.3.3 Biyoelektrik Sinyaller Teorisi

Kristal yapıda meydana gelen deformasyon sonucunda elektronların yer değiştirmesi elektrik akımı oluşmasına sebep olur. Bu duruma piezoelektrisite denilmektedir. Organik kristallerin de piezoelektrisite özelliği gösterdiği bulunmuştur. DeAngelis'in yaptığı çalışmada piezoelektrisite kavramının ortodontik diş hareketini açıklamak için ilk defa kullanılmaya başlandığı görülmektedir. Araştırmacı, periodontal ligamente temas etmeyen kemik yüzeylerinin de ortodontik kuvvetten etkilenmesini basınç-gerilim teorisiyle değil; kemiğin piezoelektrik özelliği ile açıklanabileceğini belirtmiştir (53).

Basset ve Becker, ortodontik diş hareketi sırasında uygulanan kuvvetler karşısında gerilmiş dokularda elektrik potansiyeli görülebileceği düşüncesini ortaya atmışlardır. Elektrik potansiyelinin membran hücrelerini harekete geçirerek yapım ve yıkım faaliyetlerinin başlamasında etkili olabileceğini düşünmüşlerdir (50).

Piezoelektrisite hipotezine göre, kemiğin yapısındaki hidroksiapatit ve kollajen kristal yapıların deformasyonu, elektron migrasyonunu başlatarak lokal elektrik alanı oluşturabilmektedir. Dişe uygulanan mekanik kuvvet komşu alveol kemiğine iletildiğinde kemikte hafif bir bükülme ve kemiğin kollajen yapılarında distorsiyon meydana gelmektedir. Bu distorsiyon yüzeysel elektrik yükünün değiştirilmesi ile sonuçlanmaktadır. Kemiğin konkav yüzeyinin elektronegatif yüklü ve osteoblastik açıdan aktif, konveks yüzeyinin ise elektropozitivite veya elektriksel nötralite ile osteoklastik açıdan aktif olduğu belirtilmiştir (1,2,50,51).

Bazı araştırmacılar kemiğe 5-20 μA. (mikroamperlik) elektrodlar yerleştirildiğinde katot çevresinde apozisyon olurken, cAMP ve cGMP değerlerini artmış olarak bulmuş, anot çevresinde de rezorbsiyon olabileceğini bildirmişlerdir (54,55).

Borgens yaptığı çalışmada piezoelektrik etkinin kemik kırığı iyileşmesine etkisinin olmadığını; fakat bütünlüğü bozulmuş kemikte endojen akımların oluştuğunu belirtmiş bunları akış potansiyali (streaming potential) olarak adlandırmıştır (56).

Davidovitch hem piezoelektriksel potansiyelin hem akış potansiyellerinin rezorbsiyon ve apozisyonda etkili olduğunu belirtmiştir (54,55).

2.1.3.4 Akışkan Dinamikler Teorisi

Bu teori 1966 yılında Bien tarafından öne sürülmüştür. Bu teoriye göre diş hareketi, periodontal ligamentteki sıvı dinamiğinde meydana gelen değişikliklere göre olmaktadır.

Kuvvet uygulandığı zaman basınç tarafında PDL'de bulunan kan damarlarında sıkışma ve buna bağlı olarak da stenoz meydana gelmektedir. Gerilim tarafındaki kan damarları ise genişlemekte ve buna bağlı olarak anevrizma oluşmaktadır. Dişin mikroçevresinde meydana gelen bu değişimler ise harekete sebep olacak yapım ve yıkım faaliyetlerinin başlamasına yol açmaktadır (1,57).

2.1.3.5 İmmun Sistemin Yanıtı ve Diş Hareket Teorisi

Diş hareketinin başlangıç safhalarında PDL sıvıları yer değiştirmekte; bu durum hücre ve matriksinde deformasyona sebep olmaktadır. Bu fizyokimyasal olaylara yanıt olarak sitokinler, büyüme faktörleri, CSFs ve vazoaktifnörotransmitterler salınmakta ve remodelasyon aktivitesi başlamaktadır. Ortodontik diş hareketinin erken safhasında periodontal vazodilatasyon ve lökositlerin kapiller dışına göçüyle karakterize akut enflamatuar yanıt oluşmaktadır. Bir veya iki gün sonra olay hafiflemekte ve

fibroblastlar, endotel hücreleri, osteoblastlar ve kemik iliği hücreleriyle karakterize kronik bir hal almaktadır. Bu dönemde dişeti oluğu sıvısı (DOS) incelendiğinde sitokin ve prostaglandin gibi enflamatuar mediatörlerde belirgin artış görülmektedir.

Kemik hücreleri mekanik ve hormonal uyaranlara yanıt olarak cAMP üretir. cAMP seviyesindeki değişimlerin polyamin, nükleik asit ve protein senteziyle ve bazı hücresel ürünlerin salgılanmasıyla ilişkili olduğu bilinmektedir. Bunun aksine, cGMP endokrin ve endokrin olmayan mekanizmaların hücre içi düzenlenmesinden sorumludur. cGMP sinyal molekülü nükleik asit ve protein sentezinde anahtar rol oynar. Mekanik kuvvetlere karşı dental ve paradental dokularca verilen yanıt hücre içi ve dışı yapısal elemanların biyokimyasal mesajcılarla etkileşimi sonucu oluşmaktadır (27,58).

Yapılan pek çok çalışmada immün sistemin diş hareketi üzerindeki etkisi ortaya konulmuş ve hareketin oluşma sistematiğini açıklayan teorilere dahil edilmiştir. Bu konuda çalışan araştırmacılardan biri de Henneman'dır. Henneman dişe kuvvet uygulandıktan sonra ortaya çıkan hareketin oluşum mekanizmasını açıklayan bir kuram geliştirmiş ve bu biyolojik süreci dört aşamaya ayırmıştır (16).

1-Matriks deformasyonu ve sıvı akışı

Kuvvet uygulandıktan hemen sonra PDL matriksinde ve alveol kemiğinde ortaya çıkan deformasyona bağlı sıvı akışı meydana gelir. Sıvı akışı teorisine göre kemikteki deformasyon eş zamanlı olarak kanaliküler sıvı akışını tetikler ve osteositler üzerinde kayma gerilimi oluşur. Ayrıca kuvvet uygulanmasıyla kemikte oluşan mikro çatlaklar da bu duruma eşlik eder (59,60).

2- Hücre deformasyonu

Matriks deformasyonu ve sıvı akışı yüzünden hücreler deforme olur. İntegrin sinyalleşmesi ve diğer transdüksiyon mekanizmalarıyla çeşitli tipte hücrelerin aktivasyonunu sağlayacak mediatörler üretilir (27,30,61).

3-Hücre aktivasyonu ve diferansiyasyonu

Deformasyona yanıt olarak PDL'deki fibroblastlar ve osteoblastlar ile kemikteki osteositler aktive olur. Ortodontik diş hareketi esnasında PDL ve kemik remodelingi; fibroblastlar, osteoblastlar, osteositler, osteoklastlar ve bu hücrelerin sentez ürünlerinin oluşturduğu kompleks bir sistem ile düzenlenmektedir (9,62).

4-Remodeling

PDL'de remodeling ve alveoler kemikte lokal apozisyon ve rezorbsiyon olayları sonucu diş hareketi başlar. Fizyolojik şartlar altında doku homeostazını sağlamak için periodontal yapıların sentezi ve degradasyonu düşük seviyede devam eder. Dışarıdan kuvvet uygulanmasıyla bu denge bozulur ve PDL ile kemiğin artan remodelasyonu diş hareketine yol açar. Rezorbsiyon tarafında hareket edecek dişe yer yaratmak için PDL ve kemik eritilir. Bu arada PDL kalınlığını ve diş-kemik bağlantısını korumak amacıyla yeni PDL matriksi oluşturulur (63,64).

2.1.4 Ortodontik Diş Hareketinin Mekanik Özellikleri

Ortodontik diş hareketi; mekanik kuvvetlerin uygulanması esnasında elde edilen biyolojik yanıt sonucunda meydana gelir. Bu sebeple diş hareketinin hem biyolojik hem mekanik yönü olduğunu söyleyebiliriz. Tedavi sırasında istenilen diş hareketini elde etmek amacıyla kuvvet ve kuvvet sistemleri iyi değerlendirilmelidir (65).

2.1.4.1 Ortodontide Kuvvet

Kuvvet; hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye denir. Kuvvet

vektörel bir büyüklüktür. Ortodontik kuvvetin şiddet (Degree), süre (Duration), dağılım (Distribution) ve yön (Direction) olmak üzere dört özelliği bulunmaktadır (1,2,66,67).

1-Şiddet

Ortodontik kuvvetin şiddeti, kaç gram ya da ons değerinde kuvvet uygulandığını ifade eder. Şiddetine göre kuvvetler hafif ve ağır olmak üzere iki çeşittir. Genel anlamda direk kemik rezorbsiyonuna yol açan kuvvetler hafif, indirek kemik rezorbsiyonuna yol açan kuvvetler ise ağır olarak tanımlanabilir (1,2).

2-Dağılım

Ortodontik kuvvetin periodonsiyuma dağılımı, meydana gelen diş hareketinin çeşidine göre değişkenlik göstermektedir. Periodontal ligamentin cevabı birim alana düşen kuvvet miktarı ile belirlenir, farklı hareket çeşitlerine göre kuvvet dağılımı da farklılık göstermektedir (1,30).

3-Yön

Ortodontik kuvvet uzayın üç yönünde uygulanabilir (66,67).

4-Süre

Ortodontik kuvvet, etki süresi açısından ise sürekli, kesikli ve aralıklı olarak üçe ayrılır. Sürekli kuvvet uygulamasında iki aktivasyon arasında kuvvetin şiddeti giderek azalmakta ancak sıfırlanmamaktadır. Kesikli kuvvet uygulamasında kuvvetin şiddeti, kuvvet kaynağının aktivasyonu ile başlangıçta çok yüksek olup kısa bir süre sonra sıfırlanmaktadır.

Aralıklı kuvvetlerin uygulamasında ise kuvvet, hasta tarafından uygulandığında vardır aparey takılmadığında ya da ağızdan çıkarıldığında etkisini kaybeder (66,67).

2.1.4.2 Direnç Merkezi, Rotasyon Merkezi ve Moment

Direnç Merkezi

Direnç merkezi, dişin paralel hareket yapmasına sebep olan bileşke kuvvetin etki çizgisinin, dişin uzun eksenini kestiği nokta olarak tanımlanır. Dişlerin direnç merkezi alveolar kemikle çevrili olan diş kökünün üzerinde yer alan bir noktadır (31,68). Bir dişin direnç merkezi; kök uzunluğuna ve morfolojisine, kök sayısına, alveolar kemik desteğinin seviyesine ve PDL 'ye bağlıdır (66,67,69).

Dönme Merkezi

Kuvvet uygulandığında dişin, etrafında dönme hareketi yaptığı hayali noktadır. Bu noktanın yeri, diş üzerine uygulanan kuvvet sistemine bağlı olarak değişiklik gösterir. Dişe kuvvet çifti uygulandığında bu nokta tam direnç merkezi ile çakışırken, translasyon esnasında ise sonsuzda yer alır (66,67). Etki çizgisi direnç merkezinden geçmeyen kuvvetler, şiddetiyle ve direnç merkezine dik uzaklığıyla doğru orantılı olarak bir moment oluşturur (1).

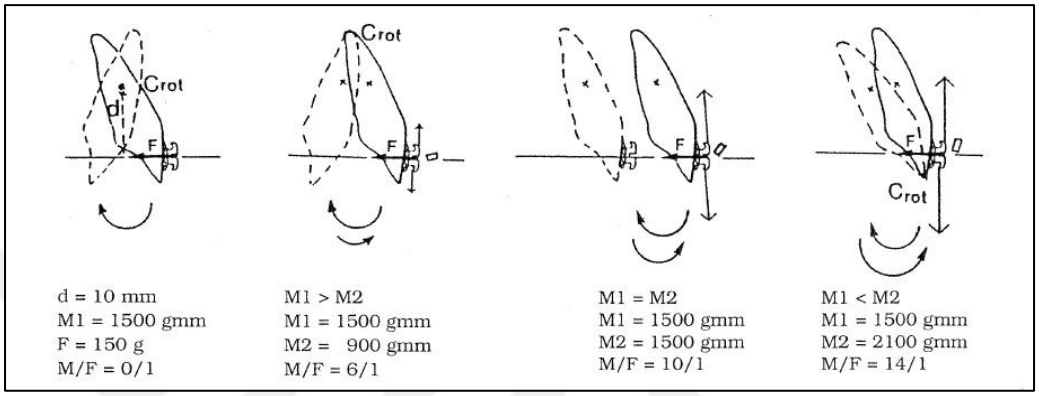
Moment

Moment; kuvvetin şiddeti ile dişin direnç merkezinden, bu kuvvetin etki çizgisine indirilen mesafenin çarpımıdır (M= F x d). Ortodonti pratiğinde genellikle g.mm olarak ifade edilir. Moment, cismin dönme merkezi etrafında dönmesine neden olur (66). Moment/kuvvet (M/F) oranı dişin dönme merkezinin yerini belirler. Bu oran değiştirilerek farklı diş hareketleri elde edilebilmektedir (1,66,67).

Diş hareketleri; devrilme (kontrollü ve kontrolsüz), paralel hareket (translasyon), rotasyon ve tork (kök) hareketi olmak üzere sınıflandırılır (66).

Devrilme; en kolay gerçekleşen diş hareketidir. Bu harekette diş, direnç merkezinin hemen apikalinde yer alan dönme merkezi etrafında basit bir dönme hareketi yapar. Devrilme hareketi kontrollü ve kontrolsüz devrilme

hareketi olarak ikiye ayrılmaktadır. Kontrolsüz devrilme hareketinde dönme merkezi direnç merkezi ile apeks arasında bulunur ve M/K (moment/kuvvet) oranı 0/1'dir, kontrollü devrilme hareketinde ise apekste yer almaktadır ve M/K oranı 6/1'dir. Translasyon ya da paralel harekette, eksen eğimi korunur ve dişin dönme merkezi sonsuzda yer alır, M/K oranı 10/1'dir. Kök hareketi ise dişin, insizal kenarında bir dönme merkezi oluşacak şekilde kronun sabit kalıp kök kısmının hareket etmesidir ve M/K oranı 14/1'dir (şekil 3) (1,66,67).



Şekil 3. Dişin üzerine uygulanan M/F oranının değişmesi ile kontrolsüz devrilme, kontrollü devrilme, translasyon ve kök hareketi elde edilir (66).

2.2 Ortodontide Çekimli ve Çekimsiz Tedaviler

Diş ve mevcut ark boyutu arasında uyumsuzluk olması sonucu çapraşıklık meydana gelmektedir. Çapraşıklığı tedavi etmek amacıyla; çapraşıklığın miktarına göre ark boyunun sagittal ve transversal yönde arttırılması, interproksimal redüksiyon, spee eğrisinin düzeltilmesi gibi yöntemler kullanılmaktadır. Ortodontik malokluzyonların tedavisinde bu yöntemlerin yeterli olmadığı çapraşıklık durumlarında, bimaksiller protrüzyon vakalarında, sınıf II ve sınıf III vakaların kamuflaj tedavisinde diş çekimi yapılmaktadır (1,69,70).

Hastanın sahip olduğu malokluzyon, profil değerlendirmesi, yumuşak doku kriterleri, çapraşıklık miktarı ve bölgesi hangi dişin çekileceğini belirlemektedir (71).

Ortodontik tedavide elde edilmesi planlanan estetik ve okluzal denge açısından birinci premolar dişlerin çekimi sıklıkla tercih edilmektedir. Çekim boşlukların kapatılması, anterior ve posterior dişlerin tedavi planlamasının gerektirdiği oranlarda hareket ettirilmesi ile sağlanmaktadır (66,70).

2.2.1 Kanin Distalizasyonu

Diş çekimi yapılarak tedavi edilen vakalarda kanin dişin distale doğru hareketi tedavinin ana bölümlerinden biridir. Dental ark üzerinde ön ve arka segmentleri birleştiren kanin dişi estetik, fonksiyon ve stabilite açısından büyük önem taşımaktadır (72,73).

Kanin dişinin distalize olabilmesi için; gömük olmaması, kökünün kortikal kemiğe dayanmamış olması, rotasyona ya da devrilmeye mağruz kalmamış olması gerekmektedir. Kuvvet dağılımı ve hareketi sağlayacak kuvvet miktarı açısından ise kök uzunluğu ve yüzey alanı önemlidir. Elde edilmesi amaçlanan distalizasyon hareketi distale doğru pararlel harekettir (74).

Kanin dişini distalize edebilmek için uygulanması gereken optimum kuvvet miktarı ile ilgili literatürde değişik görüşler bulunmaktadır. Caputo'ya göre üst kaninler için bu kuvvet 150-200 g, alt kaninler için ise 100-150 g olmalıdır (75). Nikolai ise teorik olarak 33 g/cm² kuvvetin optimum olduğunu, bu yüzden de devrilme hareketi için 60 g, translasyon hareketi için ise 210 g kuvvetin yeterli olduğunu belirtmiştir (38). Quinn ve Yoshikawa'ya göre kanin retraksiyonu için 100-200 g kuvvet optimum kuvvettir ve hareket hızı, kuvvetin şiddeti arttıkça bir miktar artıp daha sonra ise durmaktadır (76).

Ortodontik tedavide kanin distalizasyonu hareketli ve sabit apareylerle olmak üzere iki şekilde yapılabilmektedir (77). Hareketli apareyler ile elde edilen distalizayonda apareye yerleştirilen springler vasıtası ile kuvvet tek bir noktadan dişin kron bölümüne uygulanır ve kontrolsüz eğilme hareketi elde edilir (78). Sabit apareyler ile elde edilen distalizasyon yöntemleri, sürtünmeli (ark teli ile birlikte) ve sürtünmesiz (ark teli üzerinde) olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (66).

2.2.1.1 Sürtünmeli Sistem

Sürtünmeli sistem, devamlı ark teli üzerinde kanin dişe kuvvet uygulandığında elde edilen distalizasyonu tanımlamak için kullanılır. Bu sistemde birbirini izleyen devrilme ve dikleşme hareketlerinin birleşimi sonucu hareket elde edilmektedir (1,66,69,70).

Devamlı tel, komşu dişlerdeki braket ve tüpleri birbirine bağlayan, diş kavsi şeklindeki ark telidir. Dişe ilk olarak kuvvet uygulandığında braket slotu ile tel arasında kilitlenme olana kadar kronda distal yönde devrilme meydana gelir. Kilitlenme sonrası distal yönde kök hareketi meydana gelerek diş dikleşir. Dişin dikleşmesi kilitlenme öncesinde var olan tel ve slot arası boşluğun yeniden oluşmasına yol açar ve diş yeniden devrilir. Bu devrilme ve dikleşme hareketleri dişin ark boyunca kayarak hareket etmesini sağlar (69,79,80).

Sürtünme, temas eden yüzeylerde meydana gelen ve hareket yönüne zıt olarak oluşan kuvvettir. Statik ve dinamik olmak üzere ikiye ayrılır. Statik sürtünme bir dişin harekete başlaması için gereken kuvvet iken, dinamik sürtünme o dişin harekete devamı için gereken kuvvettir (81,82).

Sürtünmeli sistemlerde; sürtünme pek çok faktöre bağlı olarak meydana gelmektedir bu sebeple tahmin edilmesi zordur. Sürtünmeli sistemler kullanılırken ark teli boyutu, materyalin yapısı, braket slot boyutu, braket materyal cinsi ve uygulanacak kuvvet dikkatle gözden geçirilmelidir. Sürtünme kuvveti uygulanan net distalizasyon kuvvetinin azalmasına hatta diş hareketinin tamamıyla durmasına yol açabilmektedir (83,84).

Sürtünmeli sistem ile kanin distalizasyonunun sonlu elemanlar analizi ile incelendiği bir çalışmada kanin dişlerin başlangıçta devrilme hareketi yaptığı, kuvvet uygulaması durunca zamanla dikleştiği, devrilmenin tel çapının artırılmasıyla önlenebileceği, kuvvetin artırılmasıyla devrilmenin arttığı, ankraj dişlerinin hareketi açısından köşeli tellerin yuvarlak tellerden daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır (85).

Sürtünmeli sistemde; intramaksiller uygulamalarda elastomerik zincir, elastik rondeller, kapalı nitinol sarmal sprigler, mıknatıslar ve lace-backler; intermaksiller uygulamalarda ise sınıf II ve sınıf III elastikler kullanılabilir (84,86-89).

Sürtünmeli sistemin avantajları; pratik olması, hasta başında geçirilen zamanı azaltması, hijyen sorunu ve hasta rahatsızlığı yaratan loop bükümlerinin yapımına gerek kalmamasıdır. Ayrıca devamlı arklarla çalışıldığı için tüm diş kavsi tek bir arkla kontrol edilebilmektedir (66).

Dezavantajları ise; devrilme, vertikal yönde kontrolün sağlanamaması, keser ekstrüzyonuna bağlı olarak overbite'ın artması ve ankraj kaybı olarak sayılabilmektedir (66,74).

2.2.1.2 Sürtünmesiz Sistem

Sürtünmesiz sistemde kanin dişi, ark teli üzerinde kayarak değil ark ile birlikte hareket etmektedir. Bu sistemde diş hareketi bölümlü arklar, kapatıcı loop ve zemberekler ile elde edilmektedir (90).

PG retraktör, bull loop, reverse closing loop, T loop, mushroom loop, drum spring, hibrid retraktör gibi looplar ve springler sürtünmesiz sistemde sıklıkla kullanılan elemanlar arasındadır (67,69,70).

Loopların amacı, tellerin yük/esneme oranını düşürerek elastikiyetlerini arttırmak ve dişlere fizyolojik sınırlar dahilinde, daha geniş bir çalışma aralığı içerisinde kuvvet uygulamaktır. Ortodonti pratiğinde bir looptan istenen minimum aktivasyonda bile uygun M/F oranına ulaşması ve aktivasyon arttıkça M/F oranının kademeli olarak yükselerek geniş bir çalışma aralığına sahip olmasıdır (66).

Kanin distalizasyonu sırasında uygulanan kuvvetin iki vektörü vardır ve bu vektörlerin momentlerinden biri dişte distale devrilmeye neden olurken, diğeri dişi meziolabiale doğru yönlendirmektedir.

Hareketin ilk günlerinde kuvvet en yüksek seviyede olduğu için moment-kuvvet oranı en düşük noktadadır. Kuvvetin azalmasına izin verilirse dengeleyici moment çalışarak diş kökünü dikleştirir; ancak kronda distal rotasyon olmaması için gerekli mekanik önlemler alınmalıdır (84,87,91).

Sürtünmesiz sistem ile kurulan mekaniklerde keserlerde istenmeyen hareketlerin olmaması ve ön bölgede görülen bir aparey olmadığı için hasta tarafından daha kolay bir şekilde kabul edilmesi avantaj olarak değerlendirilebilir (91).

Distalizasyon esnasında loopların hastaya rahatsızlık vermesi, ağız hijyeninin olumsuz olarak etkilenmesi, prefabrike loop kullanılmıyorsa bükümlerin zaman alması ve rotasyon kontrolündeki yetersizlikler ise dezavantaj olarak değerlendirilir (1,66).

2.3 Diş hareketlerinin Biyostimülasyonu - Hızlandırılması

Teknolojinin ilerlemesi ile birlikte her bilim alanı ile ilgili toplumun bilinç seviyesi önemli oranda artmıştır. Nüfusun ve toplumsal bilinçlenmenin artmasına paralel olarak, ortodontik tedavi alanında hem çocuk hem de yetişkin hasta sayısında artış görülmektedir. Günümüzde hız ve zaman kavramının da giderek önem kazanması pek çok sektörde olduğu gibi sağlık alanında da işlemlerin ve uygulamaların daha seri ve hızlı bir şekilde yapılmasını zorunluluk haline getirmiştir (92).

Ortalama bir ortodontik tedavi 2-3 yıl sürebilmektedir. Tedavi süresinin uzun olması kök rezorbsiyonu, beyaz nokta lezyonu, çürük, dişeti çekilmesi, hasta motivasyon kaybı, ağız hijyeninin kötüleşmesi ve enfeksiyon gibi faktörlerin oluşma riskini arttırmaktadır. Tüm bu faktörlerin artmasını önlemek açısından son dönemde tedavi süresini kısaltmaya yönelik pek çok çalışma yapılmaktadır (93-98).

Ortodontik diş hareketi; mekanik ve biyolojik olmak üzere iki ana komponentten oluşmaktadır. Diş hareketinin hızlandırılması üzerine yapılan çalışmalar da bu iki komponenti hedef almaktadır. Yapılan çalışmaların ana

hedefi uygulanan kuvveti ya da bu kuvvete karşılık olarak oluşan PDL'nin biyolojik cevabını değiştirebilmek ve böylelikle diş hareketini hızlandırabilmektir. Mekanik komponente yönelik çalışmalar ve bunun sonucunda geliştirilen braket ve tel sistemleri, kuvvet uygulayan, ankrajı destekleyen elemanlar çok ileri bir seviyeye gelmiş ve eski dönemlere nazaran tedavi süresini önemli ölçüde azaltmıştır (99-101).

Diş hareketinin diğer komponenti olan biyolojik cevabı etkileyerek hareketi hızlandımayı amaçlayan yöntemler ise; dişin hareketi esnasında uygulanan kuvvete karşı dokularda oluşan direnci azaltmak ve çevresel faktörleri değiştirmek suretiyle bunu başarmayı amaçlamaktadır (9,13,99-101).

Genel olarak diş hareketini hızalandırmaya yönelik olan uygulamalar cerrahi olan ve cerrahi olmayan olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Cerrahi uygulamalar; kortikotomi, piezoinsizyon, alveolar dekortikasyon ve interseptal kemik cerrahisi olmak üzere incelenir. Cerrahi olmayan uygulamalar ise; madde enjeksiyonu, gen stimülasyonu, cihaz kullanımı olmak üzere kategorize edilebilir (99-101).

2.3.1 Cerrahi Uygulamalar

Cerrahi uygulamalar; kortikotomi, piezoinsizyon, interseptal kemik cerrahisi olmak üzere sınıflandırılır. Cerrahi işlem uygulayarak diş hareketini hızlandırma fikri yeni bir fikir değildir; fakat son 10 yıl içerisinde yeniden popüler olmuştur. Bu uygulamaların temelinde lokalize olarak kemik döngüsünü (turnover) arttırma fikri yatmaktadır (102,103).

2.3.1.1 Kortikotomi ile Biyostimülasyon

Kortikotomi; diş hareketi sırasında mekanik direnç gösterdiğine ve hareketi yavaşlattığına inanılan kotikal kemik üzerinde sığ perforasyonlar ve kesiler oluşturmaktır. Bu kesiler sadece kortikal yüzeyde kalır medullar kemiğe ulaşmaz (104).

Kortikotomi; ilk olarak 1893 yılında L.C. Bryan tarafından malokluzyonları düzeltmek için cerrahi bir yaklaşım olarak tanımlanmıştır (105).

Bu tarihten itibaren ise bu konu 1959 yılında Kole'nin yaptığı çalışmaya kadar gündeme gelmemiştir. Kole bukkal ve lingual yüzeyden tam kalınlıkta flep kaldırmış, dişleri interdental ve subapikal bölgelerden çevre doku ile beraber blok haline getirmiştir. Kole'nin uyguladığı bu teknik fazla invaziv olduğu için yaygınlaşmamıştır (106-108).

Duker 1975 'te kaninler üzerinde yaptığı çalışmada Kole'nin tekniğini kullanmış ve meydana gelen hızlı hareketin periodontal dokulara ve pulpaya herhangi bir zarar vermediğini göstermiştir (109).

Suya 1991'de yaptığı çalışmasında Kole'nin tekniğini modifiye ederek uygulamış ve diş hareketi hızındaki artışı diğer araştırıcılar gibi o da dentoalveolar blokların hareketine bağlamıştır. Bu sebeple blokların tam füzyonu öncesi 3-4 ay içerisinde ortodontik tedavinin bitirilmesini önermiştir (105).

Kortikotomi sonrasında kemik dokuda meydana gelen değişiklikleri ve diş hareketinin hızlanmasını Frost; kemik dokuya dışarıdan gelen bir yaralanma ya da stimulus sonucu oluşan bölgesel hızlanma sürecine (Regional Accleratory Phenomena-RAP) bağlamıştır. RAP'ın kırık, kemik grefti uygulaması ve osteotomi sonrası meydana geldiğine inanılır. Diş hareketinin hızlı olmasını da kemik döngüsündeki artışa bağlamaktadır (110,111).

Wilcko yaptığı çalışmalarda kortikotomi sonrası diş hareketinin hızlandırılmasını kemik bloklarının hareketine değil bölgesel olarak meydana gelen RAP'a bağlamıştır. Kendi geliştirdiği tekniği ''Wilckodontics" ya da hızlandırılmış osteojenik ortodonti (Accelerated Osteogenic Orthodontics; AOO) olarak adlandırmıştır. Bu tekniğe göre tam kalınlık flep kaldırıldıktan sonra bukkal ve lingual kortikotomiler yapılır. Daha sonra açık kemik yüzeyine kemik grefti ile beraber ''clindamycin'' uygulanır. Cerrahi işlemden iki hafta

sonra ortodontik aparey aktifleştirilir. Bölgesel olarak artan iyileşme potansiyeli normalin 2-10 kat fazlası olabilmektedir (104,108,112-114).

İnvaziv bir işlem olan kortikotomi, cerrahi sonrası rahatsızlık ve çeşitli komplikasyonlara yol açabilmesine rağmen çekimsiz tedavilerde çapraşıklığın giderilmesinde, tedavi süresini kısaltmada, ankiloz dişlerin sürdürülmesinde, posterior dişlerin intrüzyonunda, kanin retraksiyonunun hızlandırılmasında faydalandığımız güvenilir bir yöntemdir (115).

2.3.1.2 Piezoinsizyon ile Biyostimülasyon

Piezoinsizyon yöntemi diş hareketlerini hızlandırmak için son dönemde kullanılmaya başlanan minimal invaziv bir cerrahi tekniktir. Bu uygulamada; dişlerin interproksimal bukkogingival yüzeylerinde dikey mikroinsizyonlar yapılır, piezoelektrik bıçak ile dişeti, periosteum geçilir alveolar kortikal kemiğe kadar ulaşılarak kesi yapılır ve dekortikasyon amaçlanır. Yapılan bu kesiler bölgede minimal bir travmaya sebep olur, bu travma da RAP olarak bilinen bölgesel iyileşme mekanizmalarını tetikleyerek diş hareketinin hızlanmasını sağlamaktadır (116-118).

Bu yöntem ilk olarak Dibart tarafından diş hareketini hızlandırmak amacıyla kullanılmıştır (116). Vercellotti ve Podesta, yaptıkları çalışmada piezoelektik bıçağın; cerrahi travmayı azalttığı ve osteonekrotik hasar olmadan kesi yaparak bölgedeki yapım faaliyetlerine katkıda bulunduğunu ileri sürmüşlerdir (119).

Kortikal tabakaya ulaşmak için flep kaldırılmasına gerek olmaması, dişeti çekilmesi, hassasiyet, postoperatif hasta şikayetlerinin minimum olması tekniğin avantajları arasındadır. Piezoinsizyon; periodontal, estetik, uygulanım kolaylığı açısından gelecek vaad eden bir yöntemdir (120,121).

2.3.1.3 İnterseptal Kemik Cerrahisi ile Biyostimülasyon

Diş hareketini hızlandırmak amacıyla kullanılan diğer bir yöntem ise interseptal kemik cerrahisi ya da distraksiyonudur. Bu yöntem kendi içerisinde de iki ana başlık altında incelenmektedir; periodontal ligament distraksiyonu

ve dentoalveolar distraksiyon. İki uygulama arasındaki fark osteotomilerin yerlerinin farklı olmasından ileri gelmektedir (100,115).

Dentoalveolar distraksiyon; dişin etrafında monokortikal perforasyonlar oluşturmak suretiyle, periodontal ligament distraksiyonu ise hareket ettirilecek olan dişin hareket yönündeki interseptal kemik bölgesinde vertikal oluklar açmak suretiyle uygulanmaktadır. Bu teknikteki amaç diş hareketinin basınç bölgesindeki direnci azaltmak, kompak kemiği spongioz ile değiştirerek hareketi hızlandırmaktır. İki yöntemde de kuvveti sağlayan ağız içi distraksiyon apareyidir. Bu aparey cerrahiden hemen sonra aktive edilmektedir (115,122,123).

Liou ve Huang'un yaptığı çalışmada 3 hafta içerisinde, kanin dişi 6,5 mm hareket ettirilerek kanin distalizasyonu tamamlanmıştır (124).

Kurt'un tez çalışmasında; distraksiyon grubunda, distalizasyon süresi ortalama 11,8 ± 1,3 gündür. Bu sürede kanin dişler lateral sefalometrik ölçümlere göre ortalama olarak 7.91 ± 1.49 mm distalize edilmişlerdir. Kontrol grubunda ise distalizasyonun 6. ayında, üst kanin dişlerde 5.29 ± 2.01 mm'lik distalizasyon meydana gelmiştir (125).

Yapılan çalışmalarda iki teknik için de kök rezorbsiyonu, ankiloz ve kök kırığına rastlanmamıştır; fakat dişlerin vitalite değerlerinde olumsuz sonuçlar görülmektedir (101,123).

Flep kaldırılmasına gerek olmamasına rağmen invaziv bir girişimdir. Hasta cerrahi sonrası komplikasyonlar için uyarılmalıdır ayrıca tedavinin toplam süresine etkisi üzerine daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır (99).

2.3.2 Cerrahi Olmayan Uygulamalar

Diş hareketini hızlandırmak adına hastaya uygulanan cerrahi olmayan girişimler; madde enjeksiyonu, gen stimülasyonu ve cihaz kullanımı adı altında sınıflandırılabilir (100,101).

2.3.2.1 Madde Enjeksiyonu

Araştırmacılar, yapım ve yıkım faaliyetlerini etkileyip diş hareketini hızlandırmak amacıyla periodontal dokulara çeşitli maddeleri enjekte etmişlerdir. Biyoaktif özellikteki bu maddeler; prostaglandinler, kortikosteroidler, vitaminler, nöropeptitler, lökotrienler, hormonlar ve nitrik oksit gibi maddelerdir.

Prostaglandin E 2:

Prostaglandinler; kemik remodelingini regüle eden lipid yapıda enflamatuar mediatörler ve parakrin hormonlardır. Salgılandıkları dokuda etkinlik gösteren prostaglandinler E ve F olmak üzere iki yapıda bulunmaktadır. Direk olarak osteoklastları etkileyerek kemik remodelingini en çok regüle eden prostaglandin E2 'dir. Dişe kuvvet uygulandıktan sonra PDL hücrelerinde distorsiyon meydana gelir ve hücre membran fosfolipidlerinden PGE2 sentezi başlar. Sentezlenen PGE2, hücre yüzeyi reseptörlerine bağlanarak adenilatsiklaz ve cAMP yolunu aktifleştirmektedir. Pek çok hayvan çalışması lokal olarak enjekte edilen PGE1, PGE2, PGE1 ve PGE2 analogları ve thromboksan A2'nin diş hareketini hızlandırdığını göstermiştir (121).

Yamasaki yaptığı hayvan çalışmaları ile prostaglandinin lokal enjeksiyonunun diş hareketi üzerindeki etkilerini ilk olarak inceleyen bilimadamıdır (100). Yamasaki daha sonraki klinik çalışmasında ise PGE1'i submukozal olarak enjekte etmiş ve kanin dişin hareketini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda ise diş hareketi kontol grubuna göre iki kat fazla olmuştur (126).

Kortikosteroidler:

Kortikosteroidler; çeşitli organlarda değişik etkileri olan kolesterol türevi maddelerdir. Yapılan çalışmalarda kortikosteroidlerin osteoporoza sebep olduğu, rezorbsiyon alanlarındaki artış sonucu hızlı diş hareketi elde edildiği; fakat depozisyon alanlarının azalmış olduğu tespit edilmiştir (127).

Lökotrienler:

Lökotrienler; kemik rezorbsiyonunu stimüle eden araşidonik asit metaboliti maddelerdir. Rezorbsiyonu indükleyen maddeler oldukları için diş hareketini de hızlandırdıkları ileri sürülmüştür (128).

Paratiroid hormonu (PTH):

Paratiroid hormonu; kemik metabolizmasını ve kalsiyum dengesini düzenleyen ana hormonlardan biridir. Kalsitonin ve 1,25 dihidroksikolekalsiferol hormonları ile koordineli bir şekilde çalışır ve kalsiyum dengesini sağlar. Paratiroid hormonunun esas görevi çeşitli yollar ile serum kalsiyum konsantrasyonunu arttırmaktır; bu yollardan biri de kemik dokuda rezorbsiyon yapmaktır (129).

Goldie'nin yaptığı hayvan çalışmasında, kalsiyum eksikliğinin ortodontik diş hareket hızına, kemik kaybına ve kök rezorpsiyonuna olan etkileri incelenmiştir. Kalsiyum eksikliği paratiroid hormonunun artmasına, kemik yoğunluğunda azalma olmasına ve diş hareketinin hızlanmasına yol açmıştır (130).

Hormonun lokal ya da sistemik olarak kullanımı ile ilgili olan çalışmalarda ise, uzun süreli takibin olmaması ve sistemik kullanımın etkilerinin net olarak bilinmemesi nedeniyle lokal kullanımı tavsiye edilmektedir (121).

1,25-Dihidroksikolekalsiferol - vitamin D3:

Vitamin D3, 1,25-Dihidroksikolekalsiferol'ün hormonal formudur ve vücutta; PTH ve kalsitonin ile birlikte kalsiyum hemostazında önemli rol oynamaktadır (100).

Collins'in yaptığı hayvan çalışmasında lokal olarak enjekte edilen 1,25-Dihidroksikolekalsiferol'ün kontrol grubuna göre diş hareketini neredeyse %60 oranında arttırdığı görülmüştür (131).

Osteokalsin:

Osteokalsin; kemik dokusunun kollojen olmayan ana proteinidir, osteoblastlar tarafından üretilir bu sebeple depozisyon belirteci olarak bilinmektedir. Hashimoto ve Kobayashi, yaptıkları hayvan çalışmasında lokal osteokalsin enjeksiyonu sonrası 10.günde histolojik değerlendirme yapmışlar ve osteokalsinin diş hareketini hızlandırıcı etkisi olduğunu savunmuşlardır (132).

Relaksin :

Suturlarda ve PDL'de bulunan relaksin gevşetici özelliğe sahip peptid yapıda bir hormondur. Yumuşak dokunun remodelasyonunda rol aldığı düşünülmektedir. Ortodontik tedavi esnasında gerilim tarafında arttığı, basınç tarafında ise azaldığı gösterilmiştir (100). Liu 'nun yaptığı çalışmada diş hareketini hızlandırdığı sonucuna ulaşılmış (133); fakat başka bir çalışmada ise diş hareketini hızlandırmadığı sadece mobiliteyi arttırdığı verisine ulaşılmıştır (134).

Nitrik Oksit:

Kemik döngüsünde önemli bir yere sahip olan, fizyolojik ve hücresel süreçleri düzenleyen bir sinyal molekülüdür. Akın ve ark.'nın yaptığı hayvan çalışmasında farelere nitrik oksit enjeksiyonu yapılmış ve bunun sonucunda osteoklastik aktivasyonda, kapiller vaskülarizasyonunda ve diş hareketinde artış tespit edilmiştir (135).

2.3.2.2 Gen Stimülasyonu

Hücrelerin yüzeyinden salgılanan RANKL bir membran bağlayıcı proteindir, osteoklastogenezis sırasında osteoblastları, stromal ya da mezenşimal kök hücrelerini bağlamaktadır. OPG (osteoprotegerin) ise RANKL'ın homologudur ve birbirlerini inhibe ederler. Alveolar kemik rezorbsiyonunu düzenleyen; bu iki mediatör arasındaki dengedir (17).

Kanzaki, yaptığı çalışmada diş hareketi sırasında lokal RANKL genini transfer etmiş ve çalışma sonucunda sistemik bir yan etki olmadan, hem ankiloz dişi hareket ettirmiş hem de ortodontik tedavi süresini kısaltma açısından başarı elde etmiştir (136).

2.3.2.3 Cihaz Kullanımı

Bu yaklaşımın temelinde, fiziksel bir etki ile diş hareketini hızlandırma düşüncesi yatmaktadır. Lazer, ultrason, elektrik akımı, elektromanyetik alan, vibrasyon bu kategori altında incelenmektedir (100).

2.3.2.3.1 Lazer ile Biyostimülasyon

Uygulandığında dokuda en fazla 1°C'lik ısı artışı yaratan düşük seviyeli lazer ışınlarının biyostimülan etkilerinden faydalanılarak yapılan uygulamalara 'Düşük Seviyeli Lazer Terapisi' denilmektedir. Bu terapi şekli ilk olarak 1971 yılınd Mester tarafından yara iyileşmesini hızlandırmak amacıyla kullanılmıştır (137).

Lazerin terapötik etkisini açıklamak için en çok kullanılan teori fotokimyasal teoridir. Bu teoriye göre; ışık belirli moleküller tarafından absorbe edilir ve bunu bir takım biyolojik olaylar takip eder. Lazerin diş hareketlerini hızlandırmak için kullanılmasının temelinde ATP sentezinin artması, sitokrom C'nin aktive edilmesi, RANK/RANKL gibi kemik remodelasyonunda önemli olan moleküllerin salgılanmasının artması yer almaktadır. En pozitif biyostimülasyon sonuçları 550-950 nm arasında 0,1 -12 J/cm^2 enerji yoğunluğuna sahip lazer ışını uygulandığında elde edilmektedir (100).

Kawasaki ve ark.'nın yaptıkları hayvan çalışmasında, molar dişlere 12 gün boyunca, günde toplam 9 dakika 35.3 W/cm^2 Ga-Al-As (Gallium-Aluminum-Arsenide - diyot lazer) lazer uygulanmıştır. Yapılan histolojik analizler sonucunda, lazer uygulamasıyla kemik remodeling artışı ile birlikte diş hareketinde 1,3 kat artış olduğunu bildirmişlerdir (138).

Cruz ve ark. lazerin diş hareketini hızlandırıcı etkisi üzerine ilk klinik çalışmayı kanin distalizasyonu esnasında diş hareket hızını değerlendirerek yapmışlardır. Premolar çekimi gereken 11 hastaya kanin distalizasyonu esnasında 780 nm dalga boyunda diyot lazer, 10 defa, 10 sn. süresince, 20 mW, 5J/cm^2 yoğunluğunda uygulanmıştır. 2 aylık takip periodu sonrası, %34 oranında daha hızlı kanin distalizasyonu gözlemişlerdir. Ayrıca düşük enerjili lazer kullanımıyla, tedavi süresinde, hasta rahatsızlığı ve ağrı duyusunda ciddi azalma saptamışlardır (139).

Limpanichkul ve ark. 12 hasta üzerinde yine kanin distalizasyonu ile ilgili yaptıkları çalışmada 860 nm gücünde ve 2.3 j dozuyla toplam 23 saniye süreyle dişlerin 3 bölgesine (palatal, bukkal ve distal) diyot lazer uygulamışlardır. Ancak önceki çalışmalardan farklı olarak, lazer uygulanan grupta diş hareketinde herhangi bir değişiklik bulamamışlardır ve diş hareketini hızlandırmak amacıyla kullanılması gereken doz miktarının önemini vurgulamışlardır (140).

Youssef ve ark. 15 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada distalizasyonun 0,3,7,14. günlerinde 809 nm dalga boyunda 100 mW'lık lazer uygulamışlardır. Çalışma sonucunda düşük doz lazer uygulamasının diş hareketini hızlandırmada etkili bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir (141).

2.3.2.3.2 LIPUS (Ultrason) ile Biyostimülasyon

Ultrason, insan kulağının işitemeyeceği kadar yüksek frekanslı ses dalgalarına verilen addır. Biyolojik dokulardan geçebildiği için tıpta yaygın olarak terapötik, operatif ve diagnostik araç olarak kullanılmaktadır (142).

Yapılan çalışmalarda pek çok dalga boyunda ultrasonun dokular üzerindeki etkisi araştırılmış ve biyolojik dokular için en uygun olanın low - intensity pulsed ultrasound (LIPUS) olduğu sonucuna varılmıştır. FDA 'nın onayladığı kullanım miktarı ve şekli; 1,5-MHz frekansta, 200 µs atım genişliğinde, 1kHz tekrarlama hızında, 30mW/cm^2 yoğunluğunda, 20 dk/gün 'dür (143).

Tam etki mekanizması açıklanamamış olsada, kemik dokuda osteonektin, osteopontin, kemik sialoproteini gibi proteinlerin salgısının artması, biyolojik dokularda büyüme faktör salınımı artması, antienflamatuar özellik göstermesi, dental dokuların formasyonunun artması gibi etkileri görülmektedir (144,145).

LIPUS, miyofonksiyonel tedavide, spor hekimliğinde, kas ağrısını ve spazmı azaltarak, kas mobilitesini iyileştirmek adına, TME rahatsızlıklarında, kemik ve kıkırdak gibi dokuların iyileşmesinde, hemifasiyal mikrosomyada mandibular büyümenin stimülasyonunda, ortodontik tedavi sırasında kök rezorbsiyonunu önlemek için kullanılmaktadır. Kemik rejenerasyonunu arttırdığı için son dönemde diş hareketine olan etkisi üzerinde çalışmalar yapılmaktadır (144).

Hui Xue ve ark 'nın yaptığı hayvan çalışmasında, LIPUS'un diş hareketi sırasında kemik remodelingine ve BMP-2 ekspreyonuna olan etkisi incelenmiş ve LIPUS'un HGF/Runx2/BMP-2 signal yolunu etkileyerek, kemik remodelinginde çok önemli bir yeri olan RANKL 'ın sentezini arttırdığı ve hareketi stimüle ettiği sonucuna varılmıştır (146).

2.3.2.3.3 Elektrik Akımı ile Biyostimülasyon

Direk elektrik akımı uygulayarak diş hareketini hızlandırmak, uygulanan diğer bir yöntemdir. Klinik uygulamasının zor olduğu bu yöntemde daha çok hayvan çalışması olmasına rağmen son dönemde akım üreten küçük cihazların (Micro fabricated biocatalytic fuel cells, enzyme batteries) geliştirilmesiyle klinik çalışmalara da ağırlık verilmektedir (100,121).

Davidovitch ve ark.'nın yaptığı hayvan çalışmasında 14 gün boyunca 15mA akım kanin dişlerin retraksiyonu sırasında uygulanmış ve hareketin kontrol grubuna göre iki kat fazla olduğu bulunmuştur. Yapılan histolojik incelemede ise remodelingte ve PDL içindeki osteoblastların aktivitelerinde artış, katot tarafında kemik yapımı, anot tarafında ise kemik yıkımının fazla olduğu bulunmuştur (54,55).

Kim ve ark.'nın yaptığı klinik çalışmada, sabit elektrik cihazı ile mukoza üzerinden kanin dişe 20mA akım uygulanmış ve 1 ayın sonunda hareketin akım uygulanan tarafta anlamlı olarak fazla olduğu tespit edilmiştir (147).

2.3.2.3.4 Elektromanyetik Alan ile Biyostimülasyon

Yapılan birçok hayvan çalışması elektromanyetik alanın da diş hareketinin hızlandırılmasında stimülasyon yapabileceğini göstermiştir. Histolojik incelemeler statik manyetik alanın, hücre membranını etiklediği, hücre aktivitesinde artış olmasıyla beraber kemik yapımının gerilim tarafında arttığı, baskı tarafında ise hyalinizasyon dokusunun azaldığı ileri sürülmüştür (148,149).

Showkatbakhsh ve ark.'nın yaptığı klinik çalışmada elektromanyetik alan ağız içi bir aparey yardımıyla elde edilmiş, kanin dişin hareketi 11 hastada incelenmiştir. Retraksiyon sonucunda kontrol grubuna kıyasla 1,57 ± 0,83 mm ($P<.001$) fazla hareket tespit edilmiştir (150).

2.3.2.3.5 Mekanik Vibrasyon ile Biyostimülasyon

Titreşim (vibrasyon): Mekanik bir sistemdeki salınım hareketlerini tanımlayan bir terimdir. Potansiyel enerjinin kinetik enerjiye, kinetik enerjinin potansiyel enerjiye dönüşmesi olayına titreşim (vibrasyon) denir. Titreşimin özelliğini ve insan üzerindeki etkisini de frekansı ve şiddeti belirler.

Titreşimin frekansı: Birim zamandaki titreşim sayısına titreşimin frekansı denir. Birimi Hertz'dir (Hz).

Titreşim Şiddeti: Titreşimin oluştuğu ortamda titreşimden ileri gelen enerjinin hareket yönüne dikey, birim alanda, birim zamandaki akım gücüne, titreşimin şiddeti denir. Birimi (W/cm^2) dir.

Statik kuvvetler: Belli bir basınçta uygulanan sabit kuvvetlerdir.

Döngüsel (cyclical) kuvvetler: Uygulanım süreci içerisinde magnitüdü hızlıca değişen kuvvetlerdir (121,151,152).

Peptan ve ark.'nın kafa tabanı ve fasiyal suturların mekanik vibrasyon yüklemesi karşısında gösterdiği cevabı araştırdıkları hayvan çalışmasında, maksillaya döngüsel (cyclical force) 1N basınç ve gerilim kuvvetleri uygulanırken 8Hz vibrasyon, 12 gün boyunca günde 20 dk uygulanmıştır. Yapılan histomorfolojik analizler sonucu remodelasyonun ve gen regülasyonunun vibrasyon uygulaması ile arttığı bulunmuştur (153).

Mao ve ark.'nın düşük frekanslı döngüsel kuvvetlerin kraniofasiyal suturların osteogenezi üzerindeki etkilerini araştırdıkları hayvan çalışmasında döngüsel (cyclical) kuvvetlerin statik (static) kuvvetlerden daha etkili bir şekilde kemik adacıkları oluşturduğu bulunmuştur (154).

Lau ve ark'nın yaptığı doku kültürü çalışmasında, düşük magnitüd (0.3×g) ve değişik frekanslarda (30, 60, 90 Hz) vibrasyon kuvvetleri 1 saat süre ile osteosit benzeri hücrelere (MLO-Y4) uygulanmış, bir çeşit mekanosensör olan bu hücrelerin vibrasyon uyaranı karşısında osteoklast formasyonundaki regülasyon işlevi incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda; kültür ortamındaki çözünebilen RANKL ve PGE2 'nin salgılanma değerleri kontrol grubuna göre azalmış ve osteoklastik formasyonun inhibe olduğu gözlenmiştir (155).

Kulkarni ve ark 'nın yaptığı doku kültürü çalışmasında, mekanik vibrasyonun osteoklast öncü hücrelerinin osteoklast formasyonuna olan etkisi füzyon ile ilişkili dendritik hücre transmembran proteini (DC-STAMP) ve P2X7 reseptörü (P2X7R) incelenerek gösterilmiştir. Hücre kültürü 3 gün boyunca günde 1 saat 4Hz vibrasyona tabi tutulmuş ve kontrol grubu ile karşılaştırıldığında osteoklast formasyonu değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda vibrasyonun P2X7R gen ekspresyonuna etkisinin olmadığı, DC-STAMP salınımının azalmasına bağlı olarak da osteoklast formasyonunun inhibe olduğu tespit edilmiştir (156).

Nishimura ve ark'nın ratlar üzerinde yaptığı hayvan çalışmasında, rezonans vibrasyon kuvvetlerinin diş hareketi sırasındaki hücresel ve moleküler mekanizması, PDL hücrelerinin cevabı incelenerek araştırılmıştır. 6 haftalık ratların molar dişlerine 21 gün boyunca spring ile kuvvet uygulanmış,

vibrasyon grubuna ise 60 Hz 8 dakika boyunca 0. ,7. ve 14. günlerde vibrasyon kuvveti verilmiştir. Daha sonra hayvanların diseke edilen maksillaları immünohistokimyasal olarak incelenmiş, RANKL ekspresyonu değerlendirilmiştir. Sonuç olarak herhangi bir periodontal hasara rastlanmadan RANKL değerelerinin vibrasyon grubunda daha fazla olduğu belirlenmiştir. Diş hareketinin daha hızlı olması buna bağlanmıştır (157).

Leethanakul ve ark.'nın yaptığı klinik çalışmada, vibrasyonun kanin distalizasyonu esnasındaki interlökin (IL)–1b sekresyonuna olan etkisi incelenmiştir. Vibrasyon kuvveti elektrikli diş fırçası kullanılarak elde edilmiştir. Çekimli tedavi gören hastaların bir tarafındaki üst kanin dişine sadece 60 g distalizasyon kuvveti uygulanmış, karşı taraftaki kanin dişine ise hem 60 g distalizasyon kuvveti hem de 125 Hz değerinde vibrasyon kuvveti 2 ay boyunca günde 15 dk uygulanmıştır. Her ay hareket miktarı ve DOS ölçümleri yapılmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda kontrol grubuna göre vibrasyon uygulanan taraftaki diş hareketi ve interlökin (IL)–1b sekresyonu fazla olarak elde edilmiştir ve bu sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (158).

Vibrasyon kuvvetlerinin diş hareketinde hızlanmaya yol açtığını savunan çalışmaların yanında, yavaşlattığını savunan çalışmalarda bulunmaktadır. Kalajzic ve ark'nın yaptığı hayvan çalışmasında ise, döngüsel vibrasyon kuvvetlerinin diş hareketi sırasında PDL ve alveoar kemik remodelingi üzerinde etkisini incelemişlerdir. 26 rat üzerinde yapılan bu çalışmada 4 grup oluşturulmuş, 0,4 N ve 30 Hz vibrasyon iki hafta boyunca haftada iki defa 10 dk'lık süreler ile uygulanmıştır. Deney sonrası ratların maksillaları diseke edilmiş ve histolojik olarak incelenmiştir. Sonuç olarak fibrillerde organizayon bozukluğu, alveolar kemikte ise kemik hacminde azalma ile birlikte diş hareketinde yavaşlama olduğu gözlenmiştir (159).

Nanda ve ark.'nın ortodontik diş hareketi üzerinde düşük frekanslı mekanik vibrasyon kuvvetinin etkisini araştırdıkları hayvan çalışmasında; diş hareket hızı, kemik hacmi, doku yoğunluğu ve periodontal ligament bütünlüğü microfocus x-ray bilgisayarlı tomografi kullanılarak incelenmiştir. 5Hz,10Hz ve

20Hz değerlerinin kullanıldığı çalışmada kontrol grubuna göre diş hareketini hızlandırıcı yönde anlamlı bir fark bulunmamıştır (160).

2.3.2.3.5.1 Vibrasyon Kuvveti Üreterek Diş Hareketini Hızlandıran Apareyler

Doku kültürü ve hayvan çalışmalarının ışığında, döngüsel vibrasyon kuvvetlerinin diş hareketilerini hızlandırıp, ortodontik tedavi süresini kısaltması amacıyla klinikte kullanılmak üzere tasarlanmış apareyler piyasaya sürülmüştür. Bu apareylerden biri Acceledent (OrthoAccel Technologies, Bellaire, TX, USA) diğeri ise Tooth masseuse 'dür.

The University of Texas Health Science Center - San Antonio'da yapıldığı söylenen randomize kontrollü klinik çalışmada; premolar çekimli 45 vakada kanin distalizasyonu kontrol grubuna 180 g kuvvet uygulanırken; deney grubuna 180 g kuvvet ve döngüsel vibrasyon kuvveti üreten Acceledent kullandırılarak incelenmiştir. Kontrol ve deney gruplarının sonuçlarına göre Acceledent seviyeleme sırasındaki diş hareketini kontrol grubuna göre 2.06 kat yani %106,boşluk kapanma oranını ise 1.38 kat yani %38 oranında arttırmıştır (161).

Chung How Kau ve ark.'nın yaptığı klinik çalışmada, döngüsel kuvvet üreten AcceleDent Type 1 cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz 30 Hz, 20 g (0,2 N) kuvvet uygulamaktadır ve günde 20 dk olacak şekilde 6 ay boyunca hastalara kullandırılmıştır. Maksiller ve mandibular kanin dişlerin distalizasyonu sırasındaki diş hareket miktarı değerlendirilmiş mandibulada ortalama 2,1mm, maksillada ise 3 mm aylık hareket olduğu bildirilmiştir (162).

Woodhouse ve ark.'nın Acceledent'in etkisi üzerine yaptığı randomize kontrollü klinik çalışmada hastalar 3 gruba ayrılmış, çekimli tedavide alt çene çapraşıklık indeksi ve kanin dişinin hareketi incelenmiştir. Çalışma sonucunda elde edilen bulgulara göre; acceledent apareyini kullanan, vibrasyon etkisi göstermeyen bir aparey kullanan ve hiç aparey kullanmayan gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır böylelikle; vibrasyon kuvvetlerinin stimülasyon

özelliği göstermediği seviyeleme ve diş hareketine etkisi olmadığı sonucuna ulaşılmıştır (163).

Vibrasyon kuvvetleri üreterek ortodontide ağrı oluşumunu önlemek adına Dr. Powers tarafından dizayn edilen ‘’Tooth masseuse’’ apareyi kullanılmış ve yapılan çalışmada kontrol grubuna göre anlamlı bir farkla apareyin ağrıyı oluşmadan önlediği bildirilmiştir (164).

Tooth masseuse apareyi, Miles ve ark .’nın yaptığı kontrollü klinik çalışmada ortodontik tedavide diş hareket hızına ve ağrıya olan etkisi açısından incelenmiştir. 66 hasta üzerinde yapılan çalışmada kontrol ve deney grubu randomize olarak belirlenmiş ve deney grubundan 10 hafta boyunca, günde 20 dk aparey kullanımı istenmiştir. Apareyin vibrasyon frekansı 111 Hz’dir ve dişlere kullanım sırasında 0.06 N (~6.1 g) kuvvet uygulamaktadır. Little’s Irregularity Index kullanılarak diş hareket miktarı ve çapraşıklığın düzelme oranı incelenmiştir. Sonuç olarak ise ağrının azalması ve diş hareketine etkisi açısından gruplar arası anlamlı fark bulunmamıştır (165).

2.4 Stres ve Gerilme Analiz Yöntemleri

Ortodontik tedavi esnasında uygulanan kuvvetlerin diş ve çevre dokular üzerindeki etkilerini incelememizi, bu kuvvetlerin oluşturduğu stres ve gerilimlerin lokasyonunu, dağılımını belirlememizi; aynı zamanda meydana gelebilecek deformasyonlar hakkında bilgi sahibi olmamızı sağlayan çeşitli analiz yöntemleri bulunmaktadır (166-168).

Diş hekimliğinde kullanılan kuvvet analiz yöntemlerinden bazıları şunlardır;

1. Gerilim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi

2. Fotoelastik gerilme analizi yöntemi

3. Holografik interferometre analiz yöntemi (Lazer ışınlı kuvvet analiz yöntemi)

4. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi

5. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

Bu yöntemlerden sonlu elemanlar analizi matematiksel formüller ve denklemlerin çözümlenmesi esasına dayanırken, diğerleri deneysel olarak uygulanmaktadır (169-170).

1. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi

Statik veya dinamik kuvvetler ile yüklenen yapılarda meydana gelen doğrusal şekil değişimlerinin tespit edilmesinde kullanılan; mekanik deformasyon meydana geldiğinde elektrik direncinin değişmesi sayesinde çalışan aygıtlara gerilim ölçer denir. Bu aygıtlar sayesinde yapıdaki gerilim miktarı analiz edilebilmektedir (170-172).

2.Fotoelastik Gerilme Analiz Yöntemi

Geometrik şekilde olmayan cisimlerdeki kuvvet akışını ve dağılımını gözlemlemek için kullanılan; transparan materyallerin içerisinden geçen polarize ışığın kırılması esasına dayanan stres analiz yöntemidir. Işık demetleri, fotoelastik materyalden hazırlanan modelden geçerken uygulanan kuvvet nedeniyle oluşan gerilim bölgeleri nedeniyle materyali farklı hızlarda katederler. Bu durum polariskop cihazı ile belirlenir (170-173).

1930'lu yıllarda Zak tarafından tanıtılan bu yöntemin uygulanabilmesi için gelişmiş enstruman, model ve ekipman gerekmektedir (174).

Caputo ve ark., farklı retraksiyon zembereklerinin etkilerini fotoelastik gerilme analizi yöntemi ile incelemiş, çatı bükümleri ve kuvvet aktivasyon değerlerinin dokular üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir (75).

Maia ve ark. paslanmaz çelik ve titanyum-molibden alaşımdan yapılan T-loop zembereklerin çalışma ve kuvvet üretme miktarlarını fotoelastik gerilme analiz yöntemi ile değerlendirmişler, her iki zembereğin de aynı mekanik özellikler gösterdiği sonucuna varmışlardır (175).

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

Hologram kelimesi Yunanca sözcüklerin bileşiminden oluşur. "Holos" (Görüntü) ve "Gram" (Yazılı) anlamındadır. Hologram lazer ışın dalgalarının pozitif karışımı ile oluşan üç boyutlu kayıttır. Holografinin teknik terimi "Dalga Sınırının Yeniden Yapılanması"dır. Holografide uyumlu lazer ışınının pozitif teması ile dalga sınırlarını eşleştirerek kayıt yapılır.

Holografide ışığın iki temel özelliği olan girişim ve kırınım olaylarından faydalanılır. Mikroskobik ışık saçaklarının model üzerindeki yer değiştirme, aralık ve deformasyon miktarı interferometre ile ölçülür (176,177).

4. Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi (Brittle Laquer)

Kuvvet dağılımının incelenmesi istenen modelin üzerine homojen olarak kırılgan vernikle kaplama işlemi uygulanır. Verniğin iyice sertleşmesi sağlandıktan sonra kuvvet uygulanır ve oluşan çatlaklar değerlendirilir. Çatlakların niteliği kuvvet hatlarının doğrultusu ve yoğunluğu hakkında bilgi vermektedir (178).

5. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi; birçok farklı materyal özelligi gösteren düzensiz geometriye sahip yapılara uygulanabilen, olusan stres ve gerilmeleri, yer değiştirmeleri detaylı bir sekilde ölçebilen nümerik bir analiz yöntemidir (179).

2.5 Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi; karmaşık yapıdaki sistemlerin çok sayıda elemana bölünerek, analitik modelinin çıkarıldığı ve bilgisayar ortamında bu modelin çözümlenerek gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebildiği modelleme ve simülasyon yöntemidir. Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen veriler, incelenecek sisteme kuvvet uygulanması sonucu ilk anda gerçekleşen gerilme ve yer değiştirmeleri göstermektedir (180,181).

Bu yöntem ilk defa 1943 yılında R. Courant tarafından havacılık sektöründe karşılaşılan sorunlara çözüm üretmek amacıyla geliştirilmiş, daha sonra ise uçak, makine, gemi, inşaat, elektrik ve nükleer gibi mühendislik bilimlerinde ve ısı tansferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetizma ve biyomekanik gibi pek çok alanda kullanılmaya başlanmıştır. Kuvvetin canlı dokular üzerindeki etkisini incelemek adına bu analiz tıp ve diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır (182).

Diş hekimliğinde modelleme ve analiz ile ilgili ilk çalışma 1968 yılında Ledley ve Huang tarafından yapılmış, matematik modeli oluşturulmuş bir dişe çesitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin kemik dokusunda meydana getirdikleri gerilmeler değerlendirilmiştir (183). Ortodonti alanında ise 1971 yılında Davidian üst orta kesici dişin teorik rotasyon merkezini bulmak için diş modeli oluşturmuş ve PDL'deki mekanik cevabı incelemiştir (184). 1970 'li yıllarda Farah ve ark.'nın yaptığı çalışmlarla diş hekimliğinde kullanımı daha da yaygınlaşmıştır (185).

2.5.1 Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar

Sonlu elemanlar analizinin nasıl çalıştığının anlaşılabilmesi ve elde edilen sonuçların doğru olarak yorumlanabilmesi için bir takım teknik terimlerin bilinmesi gerekmektedir (180).

1- Kuvvet

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvet vektörel bir büyüklük olup, doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir. Kuvvetin birimi SI sisteminde "newton" (N)' dur. Ortodonti literatüründe kuvvet miktarı genellikle "gram-kuvvet" cinsinden verilmekte olup çoğunlukla "gram" (g) olarak ifade edilmektedir. 1 newton 101,97 gram-kuvvet'e eşittir (186).

Bir cisme dışarıdan yapılan etki dış kuvvet, cismin parçaları arasındaki etki ise iç kuvvet olarak adlandırılır. Ortodontide dişe dışarıdan etki eden

kuvvete dış kuvvet denir, bu kuvvet önce periodontal ligamente daha sonra alveolar kemiğe iletilerek iç kuvvetleri oluşturmaktadır (167).

2-Homojen Cisim

Elastiklik özelliklerin cisim içerisinde her noktada aynı oldugu cisimler homojen cisim olarak tanımlamaktadır. Bu tip cisimlerde gerilme ve şekil değiştirme ilişkileri elastiklik modülü ve Poisson oranına bağlı olarak ifade edilir (166).

3- Eleman (Element)

Sonlu elemanlar analizinin üzerinde gerçekleştirildiği geometrik model, eleman (element) adı verilen temel geometrik şekillere ayrılarak incelenmektedir. Elemanlar geometrilerine (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyutlarına (tek boyutlu, iki boyutlu, dönel, üç boyutlu), düğüm sayılarına, düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve problemin özelliklerine göre (katı, kabuk ve kiriş) sınıflandırılabilmektedirler (166,187).

4- Düğüm Noktası (Node)

Sonlu elemanlar analizinde modellerin bölünmesiyle meydana gelen sonlu sayıda eleman belirli noktalardan birbirleriyle bağlanmaktadır ve bu bağlantı noktalarına düğüm (node) adı verilmektedir (166,188).

Elemanların nodlar halinde yeniden birliştirilmesi sonucu cebirsel denklemler elde edilmektedir. Bu denklemlerin çözülmesi analizin temelini oluşturur (187,189).

5-Rijit Eleman

Rijit elemanlar, kuvveti ileten bu esnada deformasyona uğramayan ve gerilme yüklenemeyen elemanlardır. Nodlar arasındaki mesafeyi sabit tutmak için kullanılmaktadırlar (166,187).

6- Ağ yapısı (Mesh) Oluşturma

Elemanların ve nodların koordinatları ağ yapısı oluşturularak elde edilir. Ağ yapısı oluşturulurken bölgenin önemine göre eleman yoğunluğunun az ya da çok olmasına karar verilir. Önemli olan bölgelerde eleman yoğunluğu arttırılarak daha ayrıntılı veri elde edilebilmektedir (189,190).

7- Sınır Şartları (Boundary Conditions)

Gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır koşullarını ifade etmektedir. Kuvvetin uygulama noktası ve cismin sabitlendiği nokta hakkında bilgi vermektedir. Analizi yapılan cisim için geçerli olan sınır şartları, kuvvetin uygulama noktasına göre belirlenmektedir (187,189,190).

8-Elastik sınır

Cismin belirli bir kuvvet karsısında geri dönüşümsüz şekil değişikliğine uğramadan dayanabildiği maksimum gerilmedir. Cismin elastik özellik gösterdigi maksimum yük – esneme limiti olarak da tanımlanabilir (66).

9- Elastiklik-Viskoelastiklik

Elastik materyaller kuvvet uygulandığında şekil değiştiren; kuvvet ortadan kalktığında ise eski şekline geri dönen materyallerdir (187).

Viskoelastik materyaller ise kuvvet uygulandığında hem elastik hem de visköz özellik gösterirler, kuvvet ortdan kalktığında eski şekillerine gecikmeli olarak dönerler (187,189).

10-Gerilme (Stress)

Gerilme; bir cisme kuvvet uygulanmasıyla cisim içerisinde, uygulanan kuvvete karşı oluşan birim alandaki tepki (direnç) olarak tanımlanmaktadır. Dış kuvvete karşı oluşan tepki eşit büyüklükte fakat zıt yöndedir. Birim olarak Paskal (1 Pa= 1 N/m^2) kullanılmaktadır. Psi (pounds per square) ve MPa (megapascal) da kullanılır (66) .

Gerilme = Kuvvet / Alan (S=F/A)

Farklı açı veya doğrultudan uygulanan kuvvetler çoğu zaman yapıda karmaşık gerilmeler oluşturabilir. Bu kuvvetlerin bileşenleri gerilmenin türünü belirler. Alana dik yönde olanlar dik (normal stress) gerilme bileşenleri, alana teğet olanlar ise kayma- makaslama (shear stress) bileşenlerini yaratırlar.

Normal gerilmeler ''σ'' sembolü ve makaslama gerilmeleri de ''τ'' sembolü ile gösterilir. Bir tane üç boyutlu gerilim elemanının x, y ve z düzlemlerine bir tane normal, iki tane makaslama gerilimi etki eder. Makaslama gerilimleri τyz=τzy, τyx=τxy, τxz=τzx şeklinde gösterilirler. Bu nedenle, üç-boyutlu elemanın gerilim durumu, üç normal ve üç makaslama gerilim bileşeni ile tanımlanır. Esas olarak üç temel gerilme tipi meydana gelmektedir (192).

1-Basma gerilmesi (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşan gerilmedir.

2-Çekme gerilmesi (Tensile stress): Cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda fakat ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşan gerilmedir.

3-Kayma-Makaslama gerilmesi (Shear stress): Cismin moleküllerini, farklı seviyelerde ve ters yöndeki iki kuvvetin aynı anda kaymaya zorlamasıyla oluşan gerilmedir (192,193).

11- Gerinme (Strain)

Gerinme, cisme uygulanan kuvvet sonucu oluşan gerilmenin, cisimde meydana getirdiği şekil değişikliği olarak tanımlanmaktadır. Gerilme büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinme bir kuvvet değil sadece skaler bir büyüklüktür ve ölçü birimi yoktur.

Gerinme (strain) = Boyuttaki değişim / Orjinal boyut olarak formüle edilir. Cisimler kuvvet uygulaması sonucu iki farklı biçimde şekil değiştirmektedirler.

• Elastik şekil değiştirme: Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç şekline dönmesidir.

•Plastik şekil değiştirme: Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç şekline dönememesidir (66,194).

12-Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Elastiklik modülü; cismin elastikiyet sınırları içerisinde dayanıklılığını, yani Gerilme / Gerinme (stress/Strain) oranını gösteren, bir eksendeki gerilme ile bu gerilmenin diğer eksenlerde oluşturacağı deformasyonu ilişkilendiren katsayıdır. Elastisite modülünü ilk defa hesaplayan İngiliz fizikçi Thomas Young' ın ismi ile "Young Modülü" olarak da adlandırılmaktadır. Elastisite modülü (E) sembolü ile ifade edilir. Elastisite modülü (E) = Stres (σ)/ Strain (Є) (Gerilme/Gerinim) ile formüle edilmektedir. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır. Elastisite modülü bir materyalin katılık ve sertliğinin ölçümü iken, kalıcı olacak şekilde değişiklik olmaksızın materyalin gerilmeye uğrayabilme özelliğidir. Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvet altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğramaktadır. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile elastisite modülü büyüktür. Kompakt kemiğin elastisite modülü; yumuşak dokununkinin 6700 katıdır (66,185).

13-Poisson Oranı

Poisson oranı; çekme veya basma kuvvetleri altındaki cisimlerin, elastik sınır içerisinde, enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranıdır. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırdedici bir özelliktir (66).

Poisson Oranı = Endeki Birim Boyut Değişimi / Boydaki Birim Boyut Değişimi

14-İzotropi ve Anizotropi

İzotropi, bir cismin her yönde aynı elastik özellikleri göstermesidir. Materyale gelen kuvvetlerin yönü değiştikçe stres-strain orantısı değişiyorsa bu materyale de anizotropik materyal denir. İzotropik cisimler dış etkilere karşı aynı elastik modülü gösterirken anizotrop cisimler farklı modüle sahiptirler (195).

15-Asal Gerilmeler (Principle Stress)

Bütün düzlemlerde kayma gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler asal gerilmeler (Principal stress) adını alır. Asal gerilme; maksimum, ara ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. Yük uygulanan cisimlerde genellikle tek bir tip gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu bileşke gerilme meydana gelmektedir.

• Maksimum asal gerilme (Maximum principle): Maksimum asal gerilmeler pozitif değerdedir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder.

• Minimum asal gerilme (Minimum principle): Minimum asal gerilmeler negatif değerdedir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder.

Analiz sonucunda, bir düğüm noktasında hangi gerilme şekli daha büyük mutlak değere sahip ise o gerilmenin etkisi görülür (190,196,197).

16-Von Mises Gerilmesi

Von Mises ve arkadaşları tarafından sonlu elemanlar analizi verilerinin gerilme dağılımı açısından değerlendirilmesinde, biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan ve enerji hipotezine uygun olarak kurgulanan, renk skalası ile ifade edilebilen bir kriterdir (187).

Von Mises gerilme değerleri; gerilmenin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılmaktadır. Bu gerilme; iki veya üç boyutta oluşan asal gerilmeleri kombine ederek, tek yönde yüklenen materyalin çekme dayanıklılığını verir. Von Mises gerilmeleri ayrıca kırılma dayanıklılığının ölçülmesinde de kullanılır (182,187,198).

2.5.2 Genel Prensipler

Sonlu elemanlar analizi karmaşık bir problemi, daha basit alt birimlere ayırarak, yani yeniden tanımlayarak çözmektedir. Öncelikle incelenecek cismin geometrisi sonlu boyuttaki küçük elemanlara ayrılmakta; daha sonra ise ağ modeli oluşturularak yeniden bir araya getirilmektedir. Herbir eleman geometrik bir şekil ile ifade edilir, kuvvet uygulaması sonrası düğüm noktalarında oluşan yer değiştirmeler ise eşitlik denklemleri ile kurgulanmaktadır. Tüm elemanların tek tek katılık matrisi birleştirilip küresel matris oluşturulur (190,199,200).

Katılık matrisi, uygulanan bütün kuvvetler ve düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerle ilgilidir ve {F}=[K] {u} denklem (1) şeklinde ifade edilir. [K], yapının tüm katılık matrisini, {F} tüm düğüm noktalarına uygulanan yükleri ve {u} ise tüm düğüm noktalarındaki yer değiştirmeleri sembolize etmektedir. Denklem'in çözülebilmesi için uygun sınır koşullarının belirlenmesi gerekmektedir. Esas olarak sonlu elemanlar analizi katılık matrisinin analiz edildiği bir metottur. Katılık matrisi elde edildikten sonra yer değiştirmeler, gerilmeler ve şekil değiştirmeler hesaplanır. Analizin çözüm süreci şöyledir:

1. Cisim elemanlara bölünür.

2. Elemanların her birine ait katılık matrisi hesaplanır.

3. [K] sistem katılık matrisi ve {F} kuvvetleri toplanır.

4. {u} tayin edilmesi ve sınır şartlarının belirlenmesi ile denklem (1) çözülür.

5. {u} değerlerinin eldesinden sonra elemanlara ait şekil değiştirmeler ve gerilmeler hesaplanır (200).

2.5.3 Non-Lineer Analiz

Materyal davranışının karmaşık temel kuralları sebebiyle biyomekanik probemlerin çoğu non-lineerdir. Bir problemin non – lineer olması kuvvet, yerdeğiştirme, gerilme, şekil değiştirme ilişkisine bağlıdır (181,201).

[K{u}] {u}={F} (2)

[K] katılık matrisi, {F} genel kuvvet vektörü ve {u} genel yer değiştirme vektörüdür. Bu non - lineer denklem direk iterasyon tekniği ve Newton-Raphson algoritmasıyla lineerleştirilip iteratif olarak çözülür. Non-lineerlik; malzeme, geometri ve sınır koşulları gibi özelliklerden kaynaklanabilmektedir (202).

1- Malzeme; lineer olmayan gerilme-birim şekil değiştirme davranışından kaynaklanmaktadır. Non-lineer malzeme davranışları hiperelastisite, viskoplastisite gibi malzeme modellerinde görülür. Ağız içi yumuşak dokular, periodontal dokular, suturalar ve artiküler disk gibi yapıların dinamik özellikleri bu yolla gerçeğe uygun bir şekilde modellenebilir.

2- Geometri; birim şekil değiştirme ve yer değiştirme ile gerilme ve kuvvetler arasındaki ilişki non lineerse oluşur. Bu durum yapısal davranışlarda değişime ve yapısal stabilite kaybına neden olabilir.

3-Sınır koşulları yapının yer değiştirmesine göre değişiyorsa non-lineerliğe neden olabilir.

Lineer ve non-lineer sonlu elemanlar analizleri arasındaki fark cebirsel denklemlerin çözümünden ileri gelmektedir. Non-lineer analizler lineer analize göre daha karmaşık olup daha uzun sürede çözümlenebilmektedir (200,202).

2.5.4 Statik-Lineer Analiz

Statik lineer analiz yapının davranışı konusunda bilgi verir ve birçok durum için nonlineer analizlerin tabanını oluşturur. Statik lineer analiz bazı kabullere dayanmaktadır:

1. Yükleme şekli, oluşan yer değiştirme ile değişmez. Oluşan yer değiştirmeler küçüktür.
2. Doğrusal ve elastik malzeme özellikleri
3. Statik yükleme (tek yönlü kuvvet uygulama)

Statik lineer analiz sonucunda, yapının üzerinde oluşan gerilim ve deformasyonlar bulunur. Bu gerilmelere göre (Von Mises, Asal Gerilmeler, Kayma gerilmeler v.b) yükleme altındaki yapının akma veya kopma sınırına karşı olan durumu belirlenmektedir.

Lineer analiz küçük yer değiştirmeler için yapılan bir analiz türü olduğu için strainden stresse geçerken elastik modül kullanılmaktadır. Fakat bu durum nonlineer analizde farklı olup, geçişte malzemenin stress-strain eğrisi kullanılmaktadır (199,200).

2.5.5 Parametreler

Sonlu elemanlar analizinde çözümün doğruluğu dört parametreye bağlıdır. Bunlar; modellenecek cismin geometrik detayı, eleman tipi ve sayısı, malzeme özellikleri, uygulanan sınır koşullarıdır.

2.5.5.1 Geometri

Sonlu eleman modeli oluşturmanın ilk adımı geometrinin bilgisayarda oluşturulmasıdır. Probleme göre iki boyutlu (2D) veya üç boyutlu (3D)olarak yapılabilmektedir. Basit şekilli geometriler düzgün elemanlarla modellenebilirken, karmaşık yapılar (CAD) gibi bilgisayar destekli tasarım programlarından faydalanılarak yapılmaktadır. Kraniyofasiyal anatominin 3D modellerinin oluşturulmasında bu yöntemden faydalanılır. Model elde edilmesinde son dönemde kullanılan yazılımlar sınırların belirlenmesi ve doğru kesit alınması işlemini oldukça kolay hale getirmektedir. Günümüzde en çok kullanılan yazılımlar Amira, 3DDoctor, Mimics'tir. Bu yazılımların uygulanması ile bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans gibi görüntüleme formatlarından 3D yüzeyler oluşturulup sonlu eleman ağlarına direk translasyonu da yapılabilmektedir (202).

2.5.5.2 Eleman Tipi ve Sayısı

Sonlu elemanlar analizinde farklı eleman tiplerinden yararlanılmaktadır. Kiriş elemanlar; defleksiyon ve bükülme momentleri

önceden tahmin edilebilen kiriş benzeri yapıların modellenmesinde kullanılmaktadır (203).

Düzlem gerilme elemanları; 2D ince elemanlar için kullanışlıdır. Kabuk elemanlar; bükülme ve düzlem içi kuvvetlerin önemli olduğu yapılar için kullanılabilir. Üç boyutlu yapıların ağ modelinin oluşturulmasında küp şeklindeki elemanlar (hegzagonal) kullanılmalıdır. Dörtgen veya kübik elemanlarla bir ağ modeli oluşturmak oldukça zordur. Kompleks yapılar çoğunlukla tetrahedral elemanlar kullanılarak oluşturulmaktadır (199,203).

Teterahedral katı elemanlar 4 düğümlü ya da 10 düğümlü olabilirler. 4 düğümlü elemanlar düz yüzeylidir ve yüzeyleri üzerinde, kenarları boyunca lineer yerdeğiştirme alanını belirtirler. Bu durum karmaşık yapıların gerilme dağılımlarının modellenmesinde sınırlamalar meydana getirmektedir. 10 düğümlü tetrahedral elemanlar hacimlerinde, yüzeylerinde ve kenarları boyunca olan parabolik yer değiştirme dağılımlarını modelleyebilirler bu sebeple karmaşık yapılarda daha çok tercih edilmektedirler (203,204).

Sonlu elemanlar analizinde sonuçların doğruluğunu arttırmak için; oluşturulan modelin eleman sayısı ve elemanların polinom derecesi arttırılabilir. Birim eleman boyunun küçülmesi ve buna bağlı olarak eleman sayısının arttırılması geometrinin ve yapılacak analizin hassasiyetini de arttıracaktır (204).

2.5.5.3 Malzeme Özellikleri

Sonlu elemanlar analizinin doğruluğunu etkileyen önemli parametrelerden biri de malzeme özellikleridir. Malzeme özellikleri, yapıda oluşacak gerilmeleri ve gerilme dağılımlarını etkilemektedir. İzotropik malzeme tipinde sadece iki materyal sabiti yeterli iken anizotropinin derecesine göre birçok materyal sabiti olmaktadır (204).

Biyolojik dokular homojen olmayıp, anizotropik özellik gösterdiklerinden modellenmesi zordur. Biyolojik dokuların özellikleri yaş, tür ve mineral içeriğine göre değişiklik göstermektedir (205).

2.5.5.4 Sınır Koşulları

Sonlu eleman modellerinde sınır koşulları; çalışılan yapılar üzerine yüklenen yükleri ve onların fiksasyon yerlerini, sınırlarını ifade etmektedir. Tek yönlü kuvvet uygulandığında ve uygulanan koşullar çeşitli zaman aralıklarında değişmiyor ise statik bir analiz tercih edilmelidir. Dinamik analiz ise daha karmaşık ve çok yönlü kuvvet uygulandığında ve zamana bağlı koşullarda değişiklik oluyor ise kullanılmaktadır (206).

2.5.6 Sonlu Elemanlar Analizinin Yapım Aşamaları

1-İncelenecek cismin özelliklerinin belirlenmesi

2-Geometrik modelin oluşturulması

3-Matematik modelin tanımlanması

4- İncelenecek cismin malzeme özelliklerinin programa girilmesi

5-Sınır koşullarının belirlenmesi

6-Cebirsel denklemlerin elde edilmesi ve çözülmesi

7-Sonuçların yorumlanmasıdır (166,187).

1-İncelenecek Cismin Özelliklerinin Belirlenmesi

Doğru modelleme ve çözüm işlemlerini gerçekleştirmek adına en uygun yöntemleri belirleyebilmek için incelenecek cismin özelliklerinin doğru bir şekilde ortaya konması gerekmektedir (187).

2-Geometrik Modelin Oluşturulması

Model oluşturma işlemi, analiz sonuçlarının doğruluğu açısından çok önemli bir etkendir. Model oluşturmak amacıyla değişik yöntemler kullanılmaktadır.

1- MRI (manyetik rezonans görüntüleme), BT (bilgisayarlı tomografi), CBCT (konik ışın huzmeli volumetrik bilgisyarlı tomografi) görüntülerinin kullanılarak bilgisayar ortamına aktarılması,

2- Modellenmesi istenen cismin yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamına aktarılması,

3- Üç boyutlu modelleme programları kullanılarak, cismin araştırmacı tarafından çizilmesi yöntemleri en sık olarak tercih ettiklerimiz arasındadır.

Anatomik dokuların incelenmesinde en sık olarak MRI, BT, CBCT görüntülerinden faydalanılarak geometrik model elde edilir (187,207).

3-Matematik Modelin Tanımlanması

Sonlu elemanlar analizinin temel basamağı, yapıyı veya çözüm bölgesini alt birimlere yani sonlu elemanlara ayırmaktır. Bu ayrımda uygun elemanlar kullanılmalı, elemanların cinsi, sayısı ve düzeni belirlenmelidir. Karışık geometriler veya çok sayıda eleman için ilk işlemci (“pre-processor”) adı verilen programlar kullanılmaktadır. Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları ile ağ yapısı oluşturulur. Bu yapıya matematiksel model denilmektedir (184). Araştırılacak problemin boyutuna ve özelliklerine bağlı olarak, ağ yapısında değişik sayı ve tipte eleman kullanılmaktadır. Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak önemlidir. Ağ yapıyı oluşturan elemanların, modele uygun büyüklükte ve geometride olup, düzgün sıralanması analiz sonucunun gerçeğe yakınlığında önemli rol oynamaktadır (187,203,208) .

4- İncelenecek Cismin Malzeme Özelliklerinin Programa Girilmesi

Young modülü, Poisson oranı, yoğunluk, genişleme, sürtünme, termal iletkenlik katsayısı, sönümleme etkisi, ısı, izotropik, ortotropik malzeme özelliği gibi materyale ait özellikler belirlenir ve bu özellikler bilgisayar programına tanıtılır. Elastiklik modülü ve poisson oranı uygulanacak yüklemeler sonucunda ağ yapısını oluşturan elemanlardaki gerilme ve gerinimin nasıl olacağını belirlemektedir (209).

5-Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Bir başlangıç noktası seçilerek düğümlerin x,y,z eksenleri üzerindeki koordinatları bilgisayara verilir. Modelin nereden sabitlendiği ve kuvvetin nereden uygulandığı tanımlanır. Sistem rijitlik matrisi (K) ve düğümlere etkiyen dış kuvvet vektörü (P) nin oluşturulması da gerekmektedir. Daha sonra dışarıdan gelecek olan etken sonucu meydana gelecek olan durumlar matrisleri oluşturur, matrislerde bilgisayar ile çözümlenir. Böylelikle her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların olusturdukları cismin tamamındaki gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirmeler hesaplanabilmektedir. Sınır koşullarının belirlenmesinden sonra model analize hazır hale gelir (166).

6-Cebirsel Denklemlerin Elde Edilmesi Ve Çözülmesi

Doğrusal veya doğrusal olmayan cebirsel denklemler analitik olarak çözülebildikleri gibi, numerik analiz teknikleriyle bilgisayarda da çözülebilir. Malzeme ile ilgili olarak değişik yer değiştirme miktarı veya ısı transferi bu denklemlerin kullanıldıkları alanlardır. Deplasman vektörünü (U) tayin etmek için belirlenmiş sınır şartları ile denklemin çözümü gerçekleştirilir. Hesaplanan düğüm yer değiştirmeleri “U” dan elemanların zorlanmalarının ve gerilmelerinin hesaplanması ile analiz tamamlanır (208).

7-Sonuçların Yorumlanması

Ortaya koyulan sayısal değerler kritik noktalarda, uzayın üç yönünde olusan yer değştirmeleri ve modele uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu gerilme değerlerini vermektedir. Bu veriler, sayısal değerlere ait tablolar ve grafikler, yer değiştirme görüntüleri, animasyonlar, gerilme değerlerini gösteren renklendirilmiş görüntüler olarak elde edilmektedir.

Renklendirilmiş görüntüler verilerin anlaşılmasında çok önemli bir yere sahiptir, tüm modele ait gerilme ve yer değiştirmeler, görüntü üzerinde renklerin denk geldiği değer aralığını belirten bir ölçek ile farklı açılardan gösterilmektedir (208,209).

2.5.7 Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları

Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları

- Mühendislikten diş hekimliğine kadar birçok meslek dalında, ısı transferi, manyetik alan, gerilme, gerinim, yer değiştirme gibi konularda farklı problemlerin çözümü için kullanılabilen invaziv olmayan bir tekniktir.

- Karmaşık geometriye sahip yapıların incelenebilmesi ve fiziksel özelliklerinin tanımlanabilmesi ayrıca yapıdaki herhangi bir bozukluk varlığında değişken özelliklerin modele yansıtılabilmesi elde edilebilmektedir.

-Katmanlardan oluşan objelerin her bir katmanının fiziksel özellikleri ve yapıları ayrı ayrı modellenip sürtünme, yapışma ve temas özellikleri gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmetedir.

- Diş, alveoler kemik, periodontal ligament ve kraniyofasiyal kemikler simüle edilebilir, dişe uygulanan kuvvetin uygulama noktası, büyüklüğü, yönü belirlenerek dişteki yer değiştirme miktarı grafik ile canlandırılabilir.

-Karmaşık yapıların analizinde analitik ve deneysel metotlardan daha hassas ve güvenilir sonuçlar vermektedir.

-Analiz simülasyon temeline dayandığı için, modelin geometrisi, sınır şartları, kuvvetin yükleme yönü ve miktarı değiştirilip farklı durumlar yaratılarak pek çok kez tekrar edilebilmektedir.

-Günlük hayatta denenmesi tehlikeli ve mümkün olmayan tasarımlar denenebilmektedir (166,187,209,210).

Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları

-Modellenen yapılar, ağız içinde statik durumdan çok dinamik yükler altındadır. Analizin dinamik olarak gerçekleştirilmesi mümkün fakat zor bir işlemdir.

-Güvenilir sonuçlar elde etmek tamamen analiz programına girilen veriler ile ilgilidir, yapının ya da malzemenin fiziksel özelliklerinin çok hassas

bir şekilde bilgisayara tanıtılması gerekmektedir. Yapılacak bir eksiklik yanlış sonuçlara sebep olabilmektedir.

- Çatlama, kırılma, temas problemleri, yumuşayan doğrusal olmayan malzeme davranışı gibi oransal sınırın üzerinde yüklemeler gibi karmaşık olayların uygulamasında zorluklar meydana gelebilmektedir.

-Analizin alanımızla ilgili bir diğer dezavantajı; kas, ligament, bağ dokusu, eklem gibi yumuşak dokuların modellenmesi ve sınır şartlarının belirlenmesidir. Ayrıca mandibula ve maksilla gibi yapılara kuvvet uygulandığında kasların ve ligamentlerin gösterdiği cevabın sınır şartlarına olan etkisinin de belirlenmesi oldukça zordur (166,187,209-211).

2.5.8 Dental Dokuların Materyal Özellikleri

Sonlu elememanlar analizi ile elde edilen sonuçların güvenilirliği; kullanılan materyal özelliklerine ve model geometrisinin doğru belirlenmesine bağlıdır. Kuvvet dağılımının, gerilim bölgelerinin ve yer değiştirmelerin hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanılması gerekmektedir (210).

Modelin oluşturulmasından sonra sistemin fiziksel özelliklerinin, sonlu elemanların materyal özelliklerini belirleyen Poisson oranı ve elastikliklik modülü (Young Modülü) değerlerinin doğru belirlenmesi gerekir. Maksillanın ve dental dokuların kalınlık, yoğunluk, elastisite özellikleirnin belirlenebilmesi için çalışmalar yapılmıştır (211,212).

Maksilla için yapılan modellerin 103592-112937 eleman sayısına ve 28949-31574 düğüm sayısına sahip olduğu taktirde sistemin davranışını anlamaya yetecek miktarda bilgiyi verebileceği belirtilmiştir (213).

Araştırıcılar maksiller kanin dişe kuvvet uygulaması sonucu periodontal ligamentte oluşan gerilimleri incelerken kanin diş için 2000 element ve 3000 noddan oluşan modeli kullanmışlardır (214).

2.5.9 Konu ile İlgili Yapılmış Benzer Çalışmalar

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi biyomekanik çalışmalarda iki çeşit uygulama alanı bulmuştur. İlki; dişlere veya kranial komplekse uygulanan kuvvet sistemlerinin verilmesi ile gerilme-birim şekil değiştirme analizinin yapılmasıdır. İkincisi; büyüme değişiklikleri ile beklenen iskeletsel yer değiştirme miktarının verilmesi ile kraniyofasiyal büyümenin değerlendirilmesidir (215).

Wright ve ark.'nın yaptığı çalışmada üst orta kesici dişe ortodontik kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilme ve gerinimler üç boyutlu olarak incelenmiş ve sonuçlar kemiğin biyolojik apozisyon-rezorbsiyon süreçleri ile karşılaştırılmıştır (216).

McGuinness ve ark., maksiller kanine ortodontik kuvvet uygulaması sonucu periodontal ligamentte 3 boyutta oluşan stresleri sonlu elemanlar analizi ile incelemiş ve kaninlerde saf translasyon hareketinin elde edilmesinin zor olduğunu bildirmişlerdir (214).

Bai ve ark. üst kaninlerin distalizasyonu sırasında periodontal dokuda meydana gelen stres dağılımını sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Analiz sonucunda diş hareketinin ilk safhasında alveolar kemik kaybının oluşabileceği bildirilmiştir (217).

Kojima ve Fukui, üst kaninlerin ark boyunca distalizasyonu sırasında kaninlerde ve destek dişlerde meydana gelen hareketleri 3D sonlu elemanlar analizi ile simüle etmişlerdir. Kaninlerin hareket başlangıcında devrilme daha sonra ise paralel hareket yaptığını, sürtünme ile ortodontik kuvvetlerde azalma olduğunu, ark telinin kalınlığının artması ya da daha az kuvvet uygulanması ile kaninlerde meydana gelen devrilme hareketinin azaldığını bildirmişlerdir (85,218).

Xue ve ark.'nın yaptığı çalışmada, cerrahi destekli hızlı kanin retraksiyonu sırasında meydana gelen stres dağılımını ve en etkili yöntemi

belirlemek için sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır. Cerrahi olmayan kanin retraksiyonu, dentoalveolar distraksiyon osteogenezi ve kanin retraksiyonu, periodontal distraksiyon ve kanin retraksiyonu yapılacak üç model elde edilmiştir. Analiz sonucunda premolar soketinden kemik kaldırmanın en düşük stres değerini oluşturduğu ve periodontal distraksiyonun diş hareketini hızlandırmada oluşan rezistansı daha fazla azaltarak daha etkili olduğu bulunmuştur (219).

Christiansen ve ark.'nın vibrasyonel yüklemenin yeni kemik trabekülü oluşturma ve varolan kemik hacmini koruma üzerine yaptıkları çalışmada fare bacağı kullanılmış ve kemik doku 20-150 Hz arası vibrasyona maruz bırakılmıştır. Daha sonra eklem, kemik, yumuşak doku üzerindeki etkileri sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Son olarak da gerilim ölçer ile yüklenme frekansı tespit edilmiştir. Bulgular doğrultusunda en ideal vibrasyon değerinin 60-70 Hz arası olduğu görülmüştür (220).

BÖLÜM III

GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamızda, üst kanin distalizasyonu esnasında uygulanan iki farklı değerdeki vibrasyon kuvvetinin diş hareketine olan etkisi incelenmiş, oluşan birincil yer değiştirmeler ve minimum, maksimum gerilmeler bilgisayar ortamında üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak araştırılmıştır. Modellerin planlanması Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalında gerçekleştirilmiş olup, modellerin oluşturulmaları ve analizlerinin yapılmasında özel bir tasarım şirketinden (Ay Tasarım Ltd. Şti.) yardım alınmıştır.

Bu çalışmada, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na ortodontik tedavi amacıyla başvuran, tedavi amacıyla üst 1.premolar dişlerin çekilmesine karar verilen 20 yaşındaki erkek hastaya ait CBCT verisi kullanılmıştır.

Bu amaçla 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (McNeel Inc., Seattle, WA, ABD) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için öncelikle maksillanın, dişlerin ve ortodontik apareylerin bilgisayarda geometrik modelleri oluşturulmuştur.

3.1 Geometrik Modellerin Oluşturulması

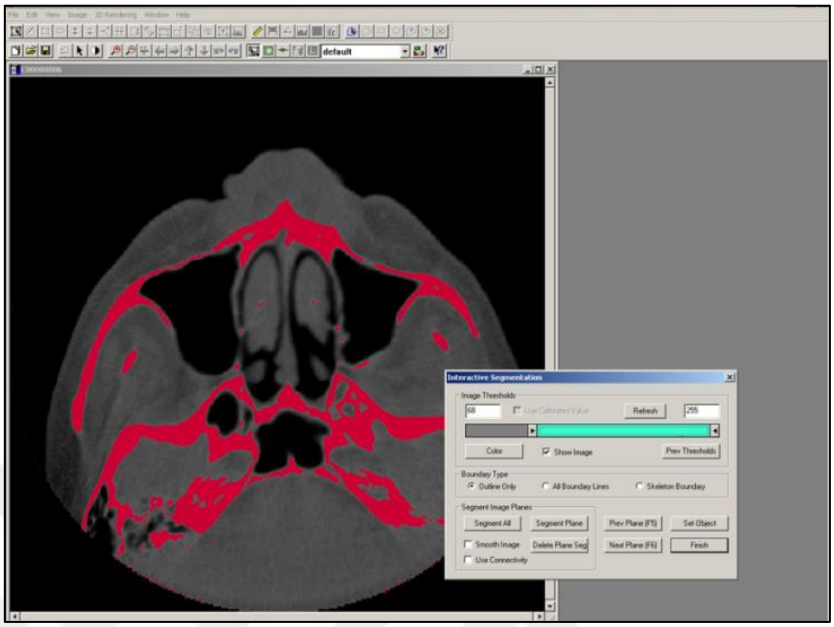
Çalısmamızda öncelikle analizi yapılacak olan modeller, fiziksel özellikleri verilmeksizin geometrik olarak elde edilmiştir. Geometrik modellerin oluşturulmasında çesitli literatürlerden elde edilen verilerden, bilgisayarlı tomografi ile alınmış sayısal görüntülerden ve lazer yüzey tarayıcısı ile elde edilmiş tarama bilgilerinden yararlanılmıştır.

3.1.1 Üst Çene Kemiğinin Modellenmesi

Üst çene kemiğinin modellenmesi için, hastanın çene kemiği, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) taranmıştır. İşlem esnasında 120 kvp, 3,8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 adet kesit elde edilmiştir. Daha sonra hacimsel veri 0,2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında eksport edilmiştir. Eksport edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp, Massacusetts, USA) yazılımına alınmıştır.



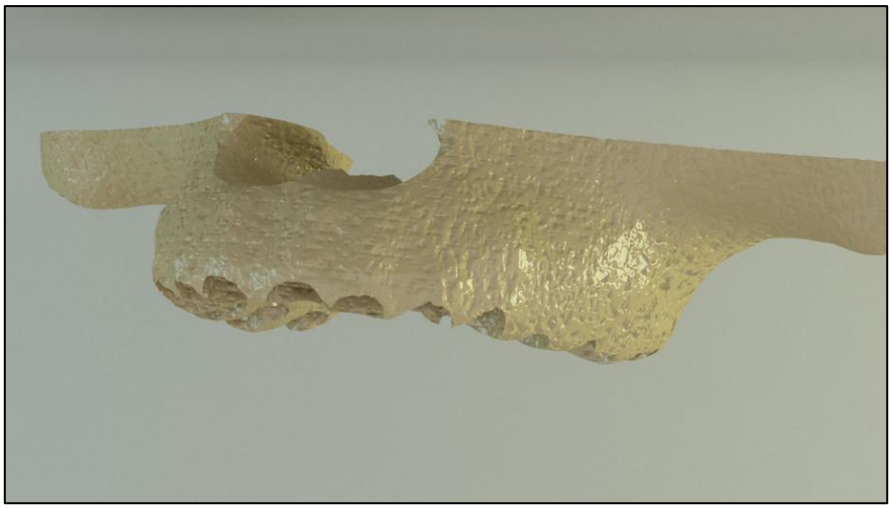
Şekil 4. 20 yaşında erkek hastaya ait CBCT görüntüsü

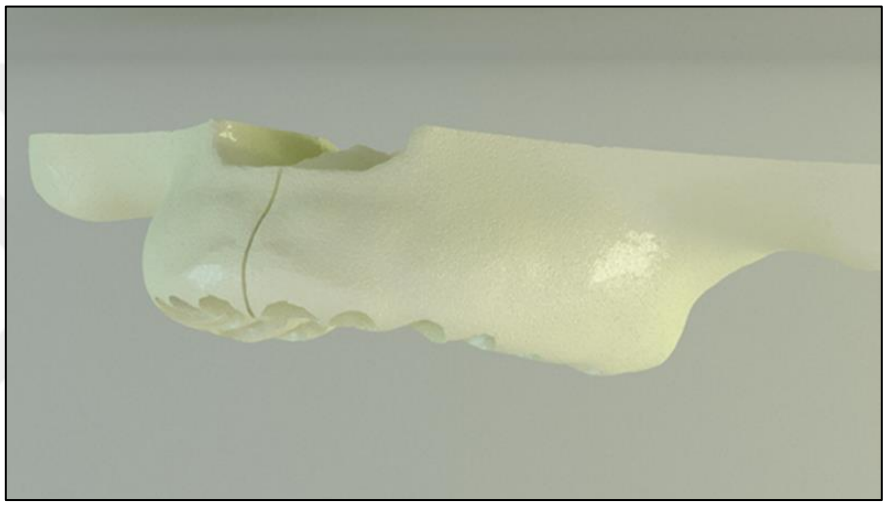


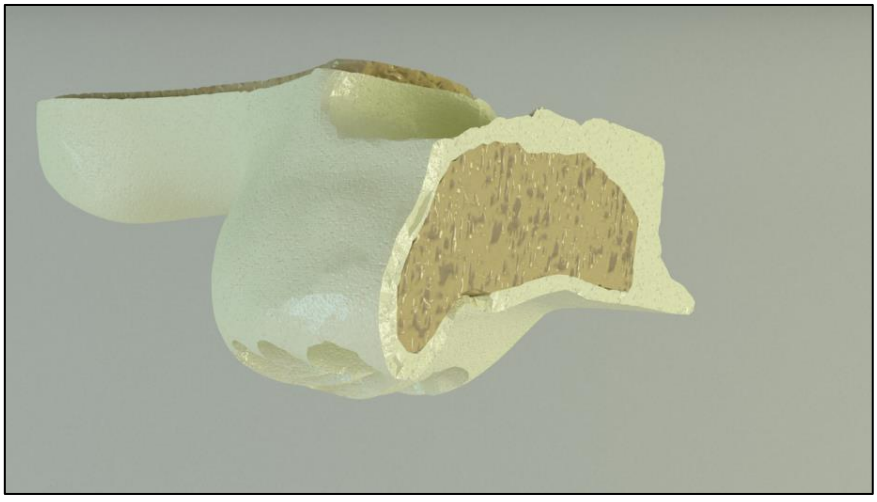
Şekil 5. "Interactive Segmentation" yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak üst çene kemik dokusu ayrıştırılması

3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

Elde edilen görüntüler, 3D-Doctor yazılımına atılmış ve burada "**Interactive Segmentation**" yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak üst çene kemik dokusu ayrıştırılmıştır (Şekil 5). Haunsfield değerleri kemik ve diğer dokuların dansitesi hakkında bilgi veren değerlerdir (221). Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "**3D Complex Rendering**" yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilmiş ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiştir.







Şekil 6. A) Spongioz kemiğin modellenmesi B) Kortikal kemiğin modellenmesi C) Kortikal ve spongioz kemiğin birlikte modellenmesi

Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlanmıştır. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından ‘’.stl ‘’ formatında eksport edilmiş ve Rhinoceros yazılımına gönderilmiştir. Kortikal kemik dokusundan ofset komutu (yapının her yerden eşit olarak büyütülmesi işlemidir, bu komut ile mevcut nesneden belirlenen uzaklıkta yeni bir nesne oluşturulur) ile de spongioz kemik elde edilmiştir.

3.1.2 Dişlerin ve Diş Soketlerinin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan, üst çeneye ait kanin dişlerinin modellenmesi için Wheeler’ın “Textbook of Dental Anatomy and Physiology” isimli diş anatomisi atlasından yararlanılmıştır (222). Diş modelleri bu atlastaki anatomik bilgilere dayanılarak alçıdan yapılan modellerin 3 boyutlu SmartOptıcs tarayıcısı ile taranmasıyla elde edilmiştir. Elde edilen tarama görüntüleri Rhinoceros 4.0 3D modelleme programına aktarılmıştır. Modelleme esnasında dişler homojen olarak elde edilmiş mine, dentin, pulpa ve sement katmanları oluşturulmamıştır.



Şekil 7. Dişlerin modellenmesi

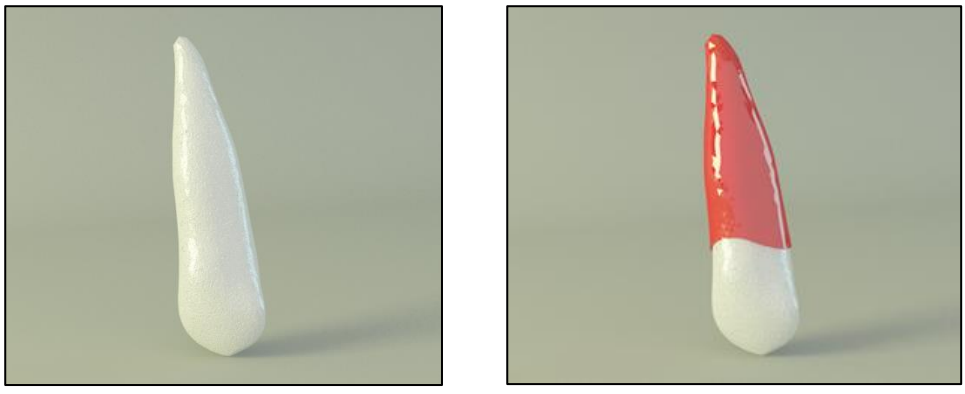


Şekil 8. Kanin dişinin modellenmesi

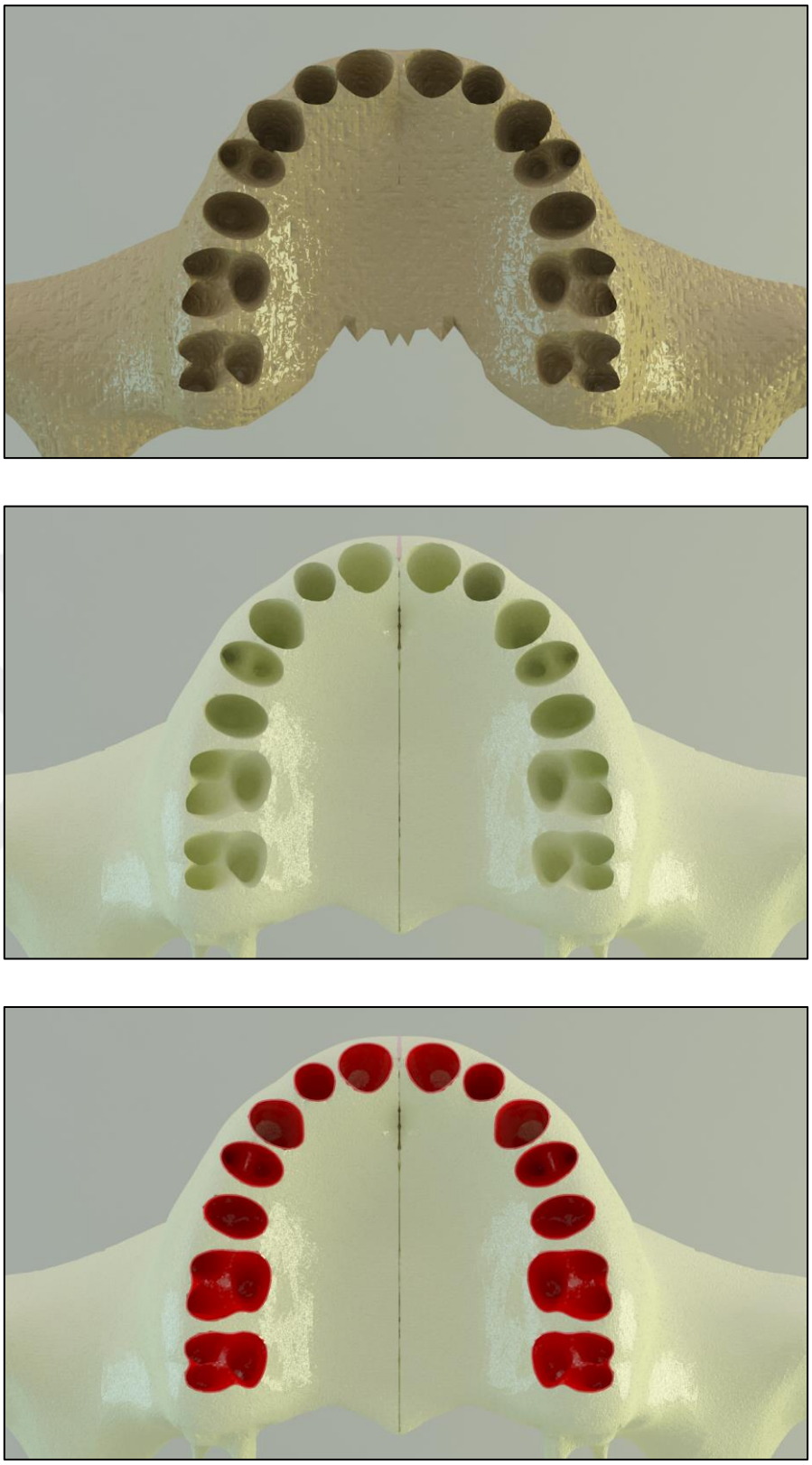
Daha sonra PDL dokularının Rhinoceros 4.0 yazılımında kortikal kemikten **''Boolean yöntemi''** (3D model elde edilmesi sırasında modelin şekillendirilmesinde kullanılan yöntemdir) ile çıkartılmasıyla diş soketleri elde edilmiştir (Şekil 10).

3.1.3 Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan kısımlarının **''slice işlemi''** ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden, ofset komutu ile 0,25 mm kalınlığında uniform periodontal ligament (PDL) elde edilmiştir. Periodontal ligament diş köklerinin etrafını üniform saracak şekilde modellenmiştir.



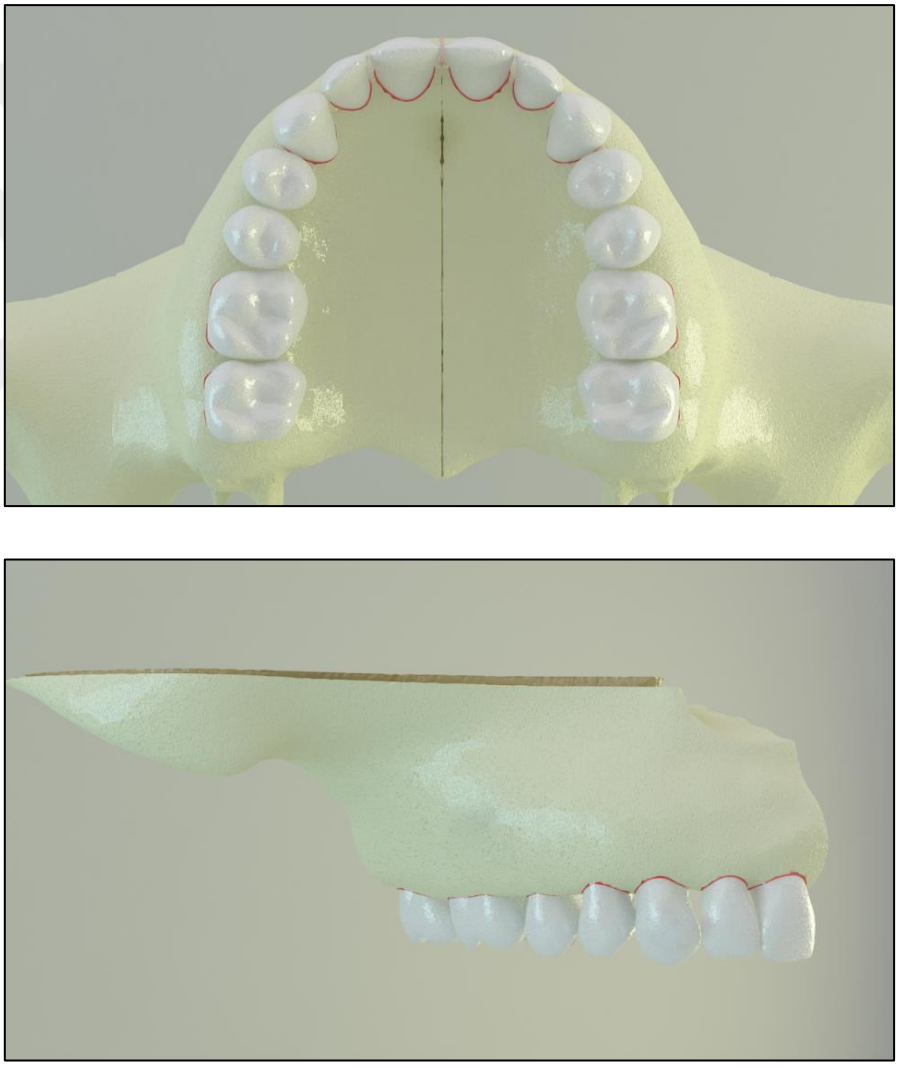
Şekil 9. Periodontal ligamentin modellenmesi



Şekil 10. Kortikal kemik, spongioz kemik ve periodontal ligament ile çevrili diş soketlerinin elde edilmesi

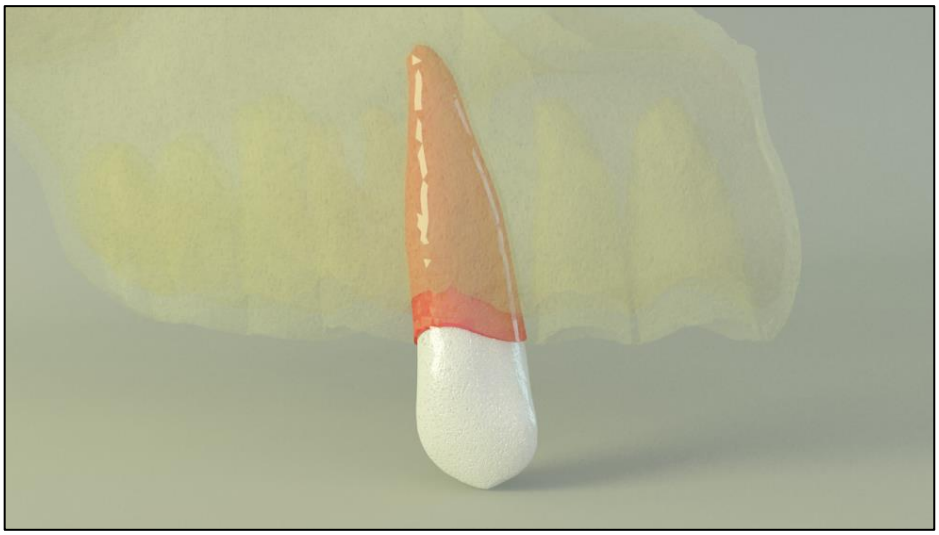
3.1.4 Üst Çene Kemiğinin Dişlerle Birlikte Modellenmesi

Dişlerin katı modelleri normal anatomik yapıya uygun olarak CBCT görüntüleri alınmış olan maksillada diş soketleri içerisine yerleştirilmiştir. Dişlerin maksilla içerisinde ve dışarısında kalan miktarları normal boyutlara sadık kalınarak yerleştirilmiştir. Bu şekilde maksillada kortikal kemik, spongioz kemik, PDL, dişler, gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde tek bir modele taşınmıştır.



Şekil 11. A) Üst çene kemiğinin dişlerile birlikte modellenmesi–okluzal görünüm

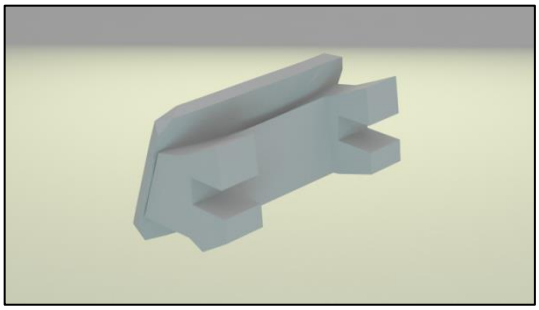
B) Üst çene kemiğinin dişlerile birlikte modellenmesi–lateral görünüm



Şekil 12. Kanin dişin üst çene kemiği içerisinide gösterilmesi

3.1.5 Braketin Modellenmesi

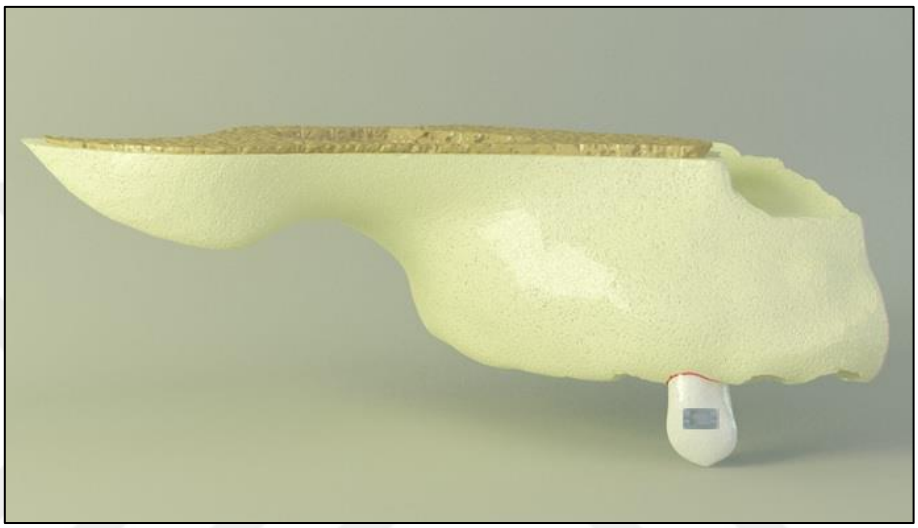
Çalışmamızda Ormco firmasına ait 0,018 inç slota sahip Roth braket (Ormco Corp., Orange, CA, USA) Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcı ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak taranmıştır. ".stl" formatında elde edilen görüntüler Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderilmiştir. Rhinoceros 4.0 yazılımında kanin braketleri elde edilmiştir. Braketler dişlerin ön yüzeyleri üzerine braket tabanının orta noktası dişin ön yüzeyinin orta noktasına isabet edecek şekilde yerleştirilmiştir. Braket konumu kuvvetin uygulama noktasını temsil ettiği için önemlidir.



Şekil 13. Kullanılan braketin modellenmesi

3.1.6 Model Setinin Oluşturulması

Araştırmamızda bir adet üst çene modeli elde edilmiştir. Bu model üzerinde kanin dişi ve braketi bulunmaktadır. Sadece kanin diş ve çevre dokular üzerindeki etkileri değerendirileceği için diğer dişler modele dahil edilmemiştir (Şekil 14).



Şekil14. Sonlu elemanlar analizi yapılacak olan modelin lateralden görünümü

3.2 Analiz Yapılacak Matematiksel Modelin Oluşturulması

Araştırmamızda bir adet üst çene modeli elde edilmiştir. Bu model üzerinde kanin dişi ve braketi bulunmaktadır. Kuvvet kanin üzerine mezialden distale doğru uygulanacağı ve sedece kanin diş üzerindeki etkileri değerendirileceği için diğer dişler modele dahil edilmemiştir. Bu aşamadan sonra analizin üzerinde gerçekleştirileceği matematiksel model elde edilmiştir.

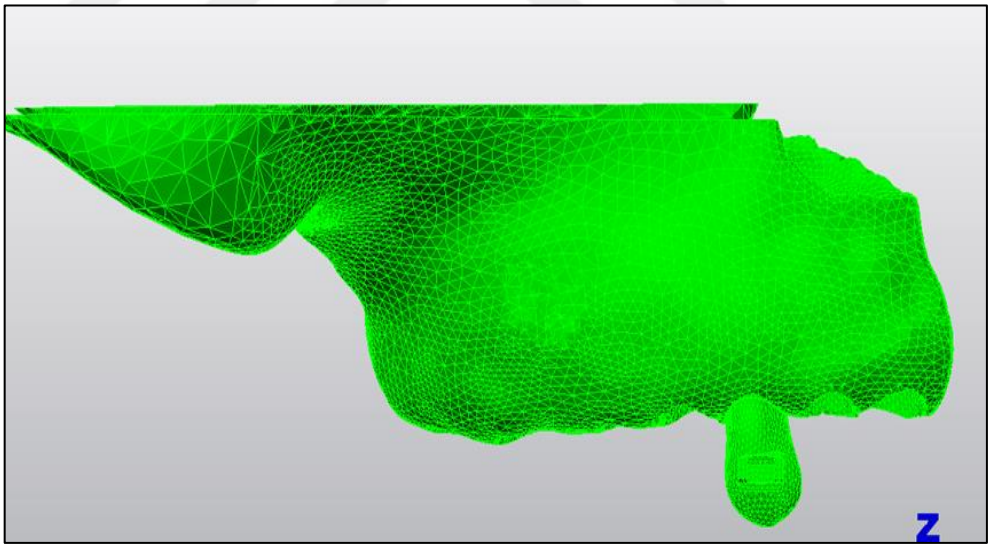
3.2.1 Oluşturulan Modelin Sonlu Elemanlar Analizi İçin Hazırlanması

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analizlerin yapılması için, ‘’.stl’’ formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) programına aktarılmıştır. ‘’.stl’’ formatı 3D modelleme programları için

evrensel değer taşımaktadır. ‘’.Stl’’ formatında düğümlerin koordinat bilgileri saklanabilmektedir bu sayede programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri verilmiştir.

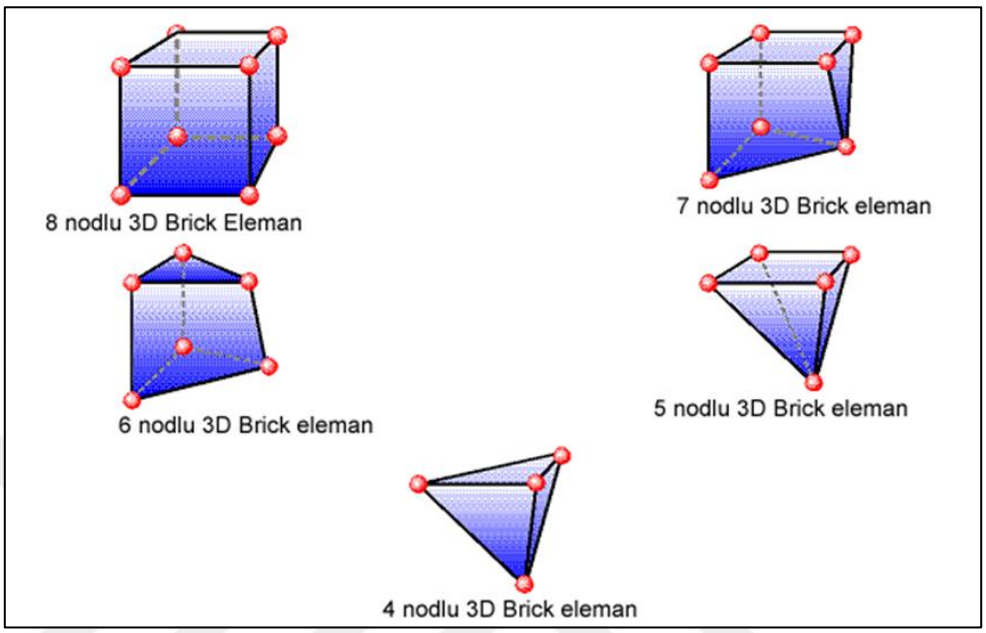
3.2.1.1 Ağ Yapının Oluşturulması

Rhinoceros 4.0’da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Algor Fempro (Autodesk Inc, Pittsburgh, PA, USA) yazılımına aktarılmıştır. Burada modeller bricks ve tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve tetrahedra katı modelleme sisteminde, Algor Fempro modelde oluşturulabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır.



Şekil 15. Matematiksel modelin elde edilmesi

8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır. Bu sayede mümkün olan en az sayıda eleman ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmuş ve analiz kolaylaştırılmış olur.



Şekil16. Çalışmada kullanılan Brick elemanların 3D görünümü

Çalışmamızda kullanılan modelin düğüm ve eleman sayısı Tablo 1 'de verilmiştir.

	Düğüm Sayısı	**Eleman Sayısı**
MODEL	34.410	147.942

Tablo 1. Çalışmada kullanılan modelin düğüm ve eleman sayısı

3.2.1.2 Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal anlamda her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Lineer elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin

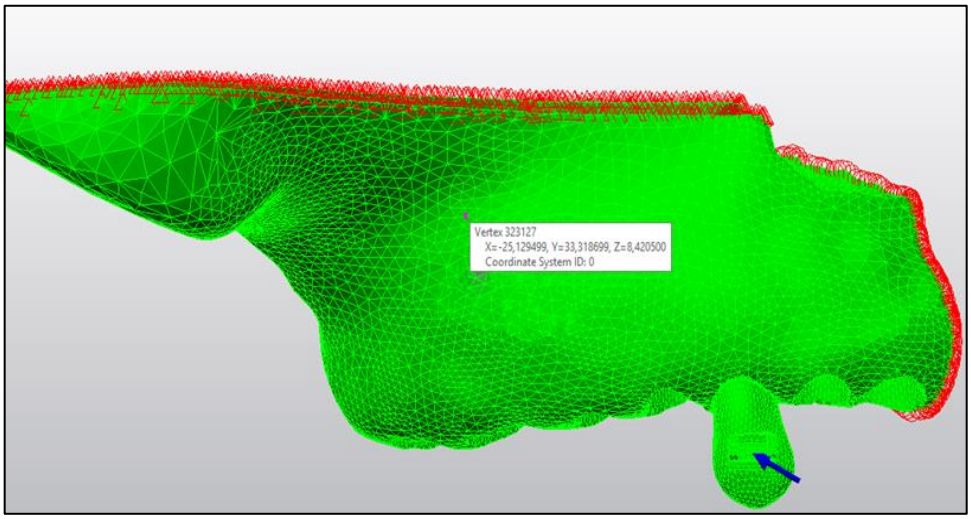
uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Kullanılan malzeme değerleri Tablo 2 ‘ de verilmiştir.

Malzeme	Elastikiyet Modülü (Gpa) (Young Modülü)	Poisson Oranı
Kortikal kemik	15	0,3
Spongioz kemik	1,5	0,3
Diş	1,86	0,31
Periodontal ligament	0,69	0,45
Braket	200	0,3

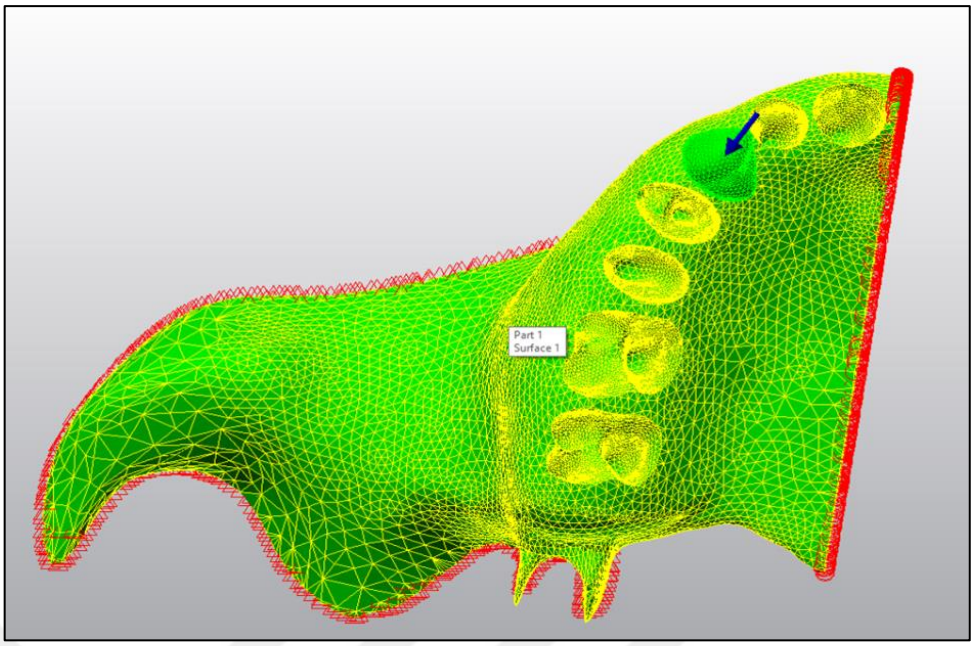
Tablo 2. Çalışmada kullanılan malzeme değerleri

3.2.1.3 Sınır Koşullarının Tanımlanması

Model çene kemiğinin üst bölgesinden her DOF (Degree of freedom)’da ‘’0’’ harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Kuvvet uygulandığında modeller bu bölgelerden destek almaktadır. Destek düzlemleri belirlenirken analiz yapılacak bölgelerden uzakta seçilmelidir.



Şekil 17. Sınır koşullarının lateralden görünümü



Şekil 18. Sınır koşullarının oklüzalden görünümü

3.3 Analizlerin Yapılması ve Sonuçların Alınması

Araştırmamızda aynı model üzerinde, 3 farklı yükleme koşulunda toplam 3 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir. Dişe braket seviyesinden 150 g kuvvet uygulanmıştır. Daha sonra modellere ‘’Random Vibration Analizi’’ yöntemiyle 30 Hz ve 111 Hz’de vibrasyon uygulanmıştır.

Birinci analizde kanin dişin ortasında yer alan braket seviyesinden distal yönlü 150 g kuvvet uygulanmıştır. İkinci analizde kanin dişin ortasında yer alan braket seviyesinden distal yönlü 150 g kuvvet uygulanırken aynı zamanda ‘’Random Vibration analizi’’ yöntemiyle 30 Hz değerinde vibrasyon kuvveti de beraber uygulanmıştır. Üçüncü analizde kanin dişin ortasında yer alan braket seviyesinden distal yönlü 150 g kuvvet uygulanırken aynı zamanda ‘’Random Vibration analizi’’ yöntemiyle 111 Hz değerinde vibrasyon kuvveti de beraber uygulanmıştır.

Random vibration analizi; lineer doğal frekans analizi ve güç-spektral-yoğunluk eğrilerinden veri kullanarak gerçekleştirilir. Vibrasyon frekansı ve enerjinin istatistiksel formu olarak temsil edilir. Analiz; vibrasyon ve kuvvet

varlığında birim zamanda meydana gelen yer değiştirme ve stres dağılımlarını belirlemektedir (223).

Vibrasyon kuvveti kanin dişin kronu üzerinde tek bir noktadan değil, her yüzeyden yaygın olarak uygulanmıştır.

Klinik çalışmaların verilerini dişlerdeki stres değerleri ve hız ile kıyaslayabilmek adına 30 ve 111 Hz değerleri vibrasyon kuvveti olarak tercih edilmiştir.

Modellere uygulanan kuvvetlerin meydana getirdikleri gerilme ve yer değiştirmeler Algor Fempro (ALGOR, Inc. USA) yazılımında sonlu elemanlar analizi ile incelendikten sonra elde edilen sonuçlar, asal gerilmeler, Von Mises gerilmeleri ve yer değiştirme değerlerinin gösterildigi görüntüler olarak kaydedilmiştir. Gerilmelere ait veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri önem kazanır. Kırılgan materyaller için asal gerilme değerleri önemlidir. Çekilebilir materyaller için ise Von Mises gerilme sonuçları önemlidir.

Von Mises değerleri oluşan gerilmelerin dağılımı ve yoğunluğunu gösterirken, gerilmenin karakterini belirtmez. Gerilmelerin basma veya çekme şeklinde olduğunu ve hangi gerilmein daha etkin olduğunu asal gerilme degerleri vermektedir. Bu verilerden elde edilecek maksimum asal gerilmeler modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilmeyi, minimum asal gerilmeler ise modelde oluşan en yüksek basma tipi gerilmeyi ifade eder (187). Yer değiştirme bulgularının incelenmesi transversal yön, ön-arka yön ve dikey yön olmak üzere üç yönde yapılmıştır. X ekseni transversal yönü, Y ekseni ön-arka yönü ve Z ekseni dikey yönü temsil etmektedir.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Önemli olan elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

BÖLÜM IV

BULGULAR

Bulgular kuvvetin ilk uygulama anında elde edilen değerleri göstermektedir. Analiz sonucunda, kanin dişi üzerinde ve çevresinde seçilen düğümlere ait Von Mises gerilmeleri, maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ile transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarları elde edilmiştir.

''X ekseni'' transversal yönü, ''Y ekseni'' sagittal yönü ve ''Z ekseni'' ise vertikal yönü temsil etmektedir. Şekillerin sağ alt kısımlarında yer alan oklar eksenler hakkında bilgi vermektedir ve "x" ile gösterilen ok palatinal yönü, "y" ile gösterilen ok distal yönü, "z" ile gösterilen ok ise sulkusa bakan yönü göstermektedir.

Analizde gerilme ve yer değiştirme değerleri bir renk skalasına göre görsel hale getirilmektedir. Buna göre, Von Mises gerilmelerini gösteren şekillerde kırmızı renkle gösterilen alanlar maksimum gerilmenin meydana geldiği alanlar olup, mavi ile gösterilen alanlar minimum gerilme alanlarını belirtmektedir.

Maksimum gerilme değerlerinin (Maximum principal) gösterildiği şekillerde kırmızı renkli alanlar gerilmenin en fazla olduğu alanları gösterirken, minimum gerilme değerlerinin (Minimum principal) gösterildiği şekillerde ise mavi renkli alanlar maksimum sıkışmayı ya da gerilmenin en az olduğu yerleri göstermektedir.

Transversal, ön-arka ve dikey yöndeki yer değiştirme miktarlarını gösteren şekillerde ise kırmızı renkle gösterilen alanlar belirtilen eksendeki maksimum yer değiştirmeyi, mavi alanlar ise belirtilen yönün tersi yönündeki yer değiştirmeyi göstermektedir.

Yeşil veya sarı ile gösterilen alanlar ise belirtilen yöndeki minimum yer değiştirmeyi ifade etmektedir. Çalışmamızda gerilme değerleri "N/mm^2", yer değiştirme bulguları “mm” cinsinden ifade edilmiştir.

4.1. Model Üzerinde Gerçekleştirilen Birinci Analize Ait Bulgular

Hazırlanan model üzerinde gerçekleştirilen birinci analizde, kanin dişe braket seviyesinden distal yönlü 150 g kuvvet uygulanmıştır.

Kanin dişinde ve dişin çevresindeki dokularda meydana gelen gerilme değerleri ile kanin dişin sagittal, transversal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarı ve total yer değiştirme miktarı tespit edilmiştir.

4.1.1. Kanin Diş ve Çevre Dokulardaki Gerilme Değerleri

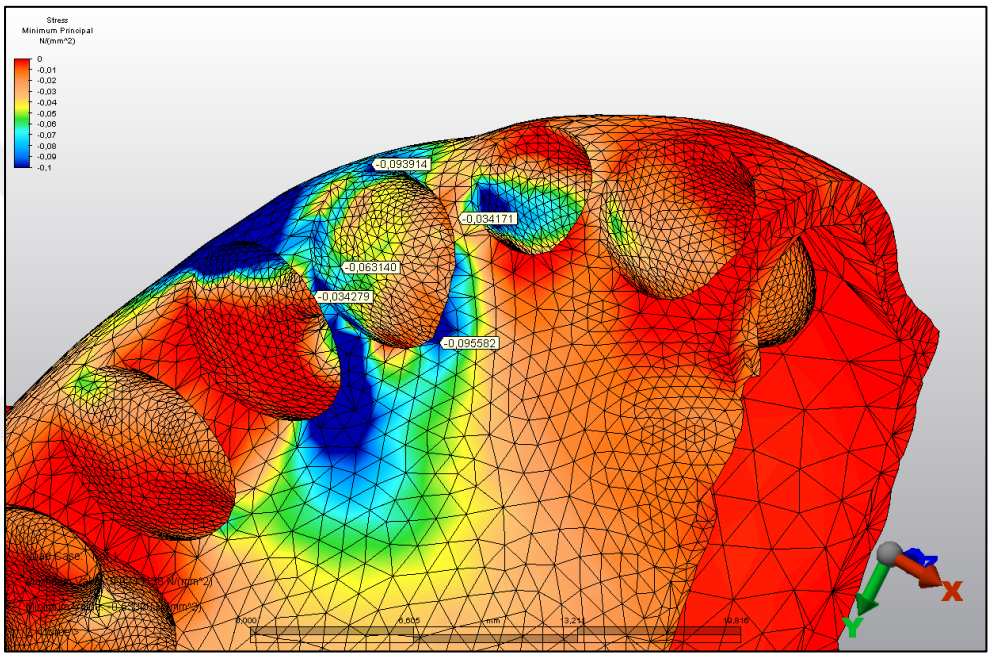
Minimum ve Maksimum Asal Gerilmeler - Kortikal Kemik Değerleri

Hazırlanan model üzerinde gerçekleştirilen birinci analizde en fazla meydana gelen sıkışma ve gerilme değerleri kortikal ve spongioz kemik katmanları için ayrı ayrı analiz edilmiştir.

Yapılan analiz sonucuna göre kanin dişin etrafındaki kortikal kemik tabakasında meydana gelen en fazla sıkışma alanı Şekil 19 ‘da gösterilmiştir.

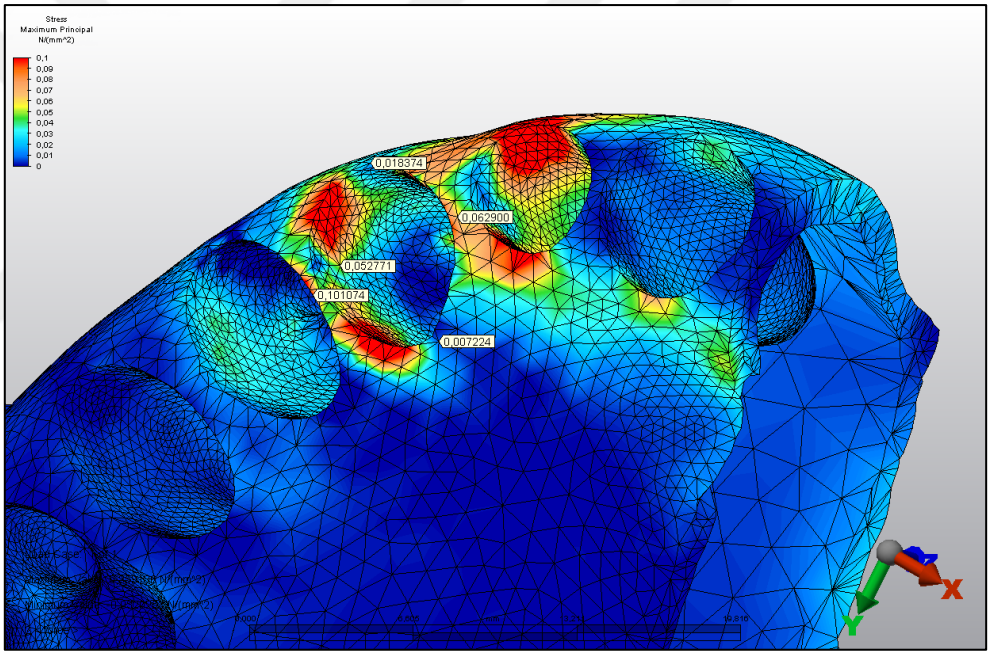
Kortikal kemik tabakasında meydana gelen en fazla sıkışma alanları kanin dişin distal yüzeyi kole bölgesi, vestibül yüzeyi kole bölgesi ve palatinal yüzeyi kole bölgesinde bulunmaktadır.

Aynı zamanda lateral dişin kemik soketi distal yüzeyi kole bölgesi, 1. premolar dişin kemik soketinin meziopalatinal ve meziobukkal yüzeylerinde sıkışmanın arttığı alanlar görülmektedir (Şekil 19).



Şekil 19. Sadece kuvvet uygulaması ile kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

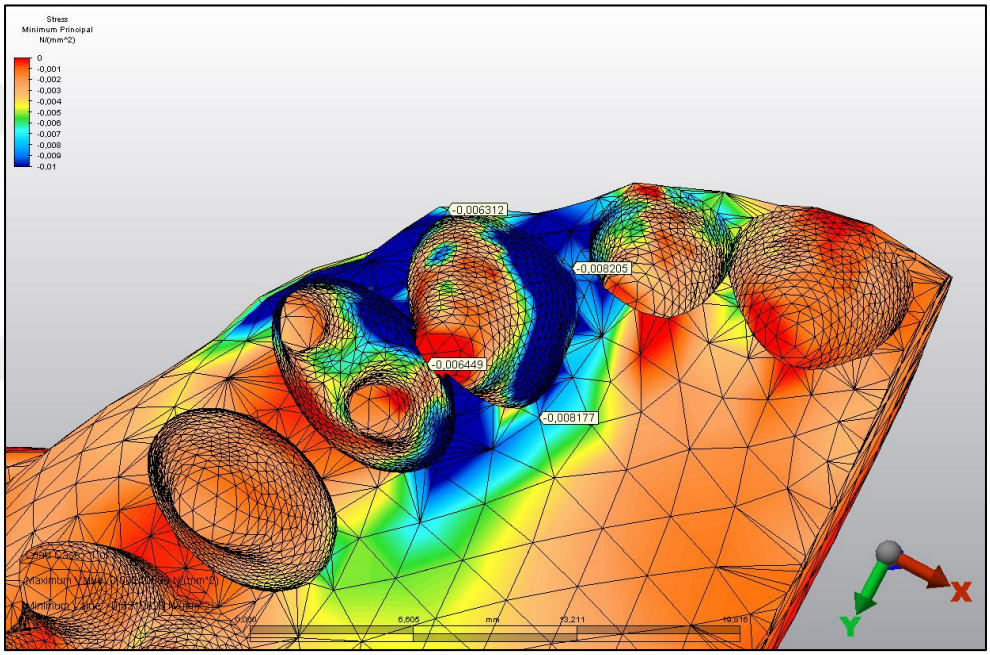
Yapılan analiz sonucuna göre kanin dişin etrafındaki kortikal kemik tabakasında meydana gelen en fazla gerilme alanı kanin dişin mezial yüzeyinde kole bölgesindedir ve Şekil 20' de görülmektedir (0,062900 N/mm^2). Posterior dişlerin soket bölgesinde gerilme ve sıkışma değerlerinin oldukça az olduğu görümektedir.



Şekil 20. Sadece kuvvet uygulaması ile kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

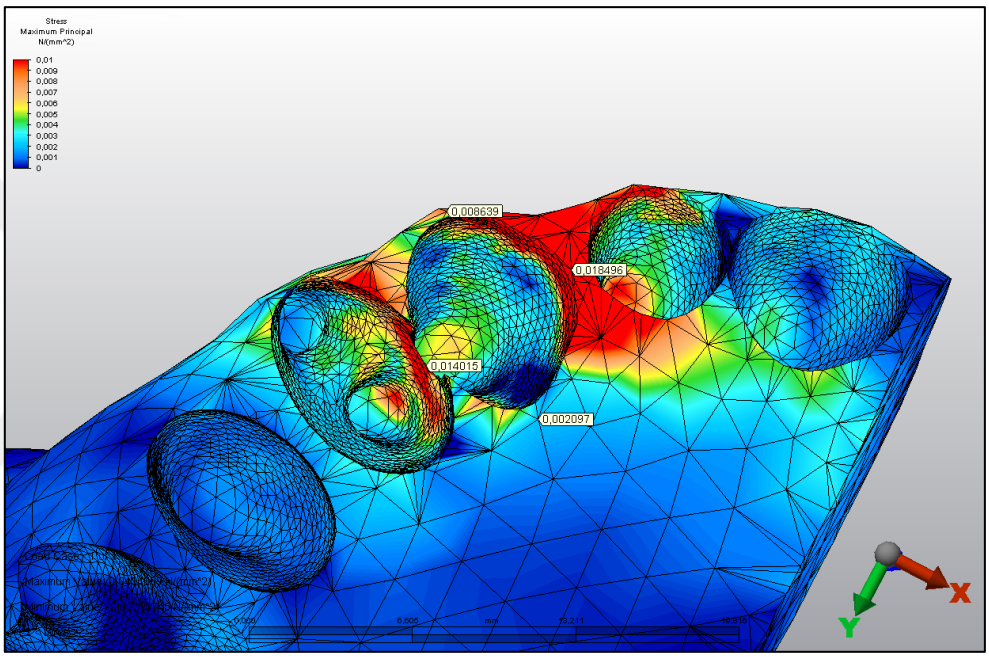
Minimum ve Maksimum Asal Gerilmeler – Spongioz Kemik Değerleri

Yapılan analiz sonucuna göre kanin dişin etrafındaki spongioz kemik tabakasında meydana gelen en fazla sıkışma alanı kanin dişin palatinalinde kole bölgesinde görülmüştür ve Şekil 21'de gösterilmiştir. Ayrıca 1. premolar dişin kemik soketinin mezial kole bölgesinde sıkışma alanları görülmektedir.



Şekil 21. Sadece kuvvet uygulaması ile spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

Yapılan analiz sonucuna göre kanin dişin etrafındaki spongioz kemik tabakasında meydana gelen en fazla gerilme alanları kanin dişin mezial (0,018496 N/mm^2) ve vestibül yüzeyinde kole bölgesindedir (0,008639 N/mm^2) .



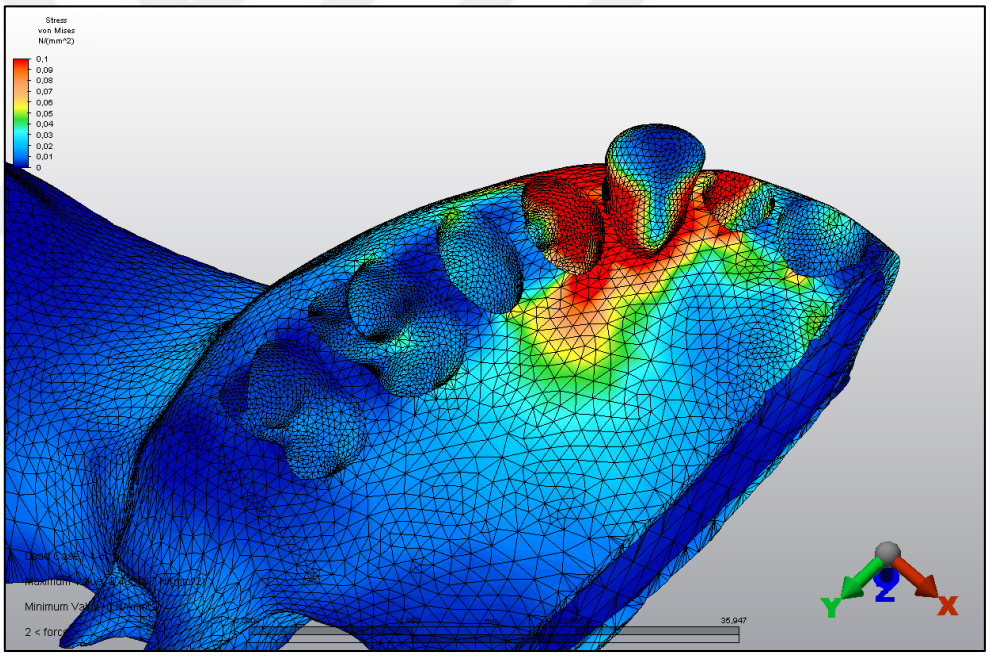
Şekil 22. Sadece kuvvet uygulaması ile spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

Von Mises Gerilme Değerleri

Kanin dişe 150 g kuvvet uygulanması sonucu meydana gelen Von Mises değerleri Şekil 23 'de gösterilmiştir. Von Mises değerleri oluşan gerilmelerin dağılımı ve yoğunluğunu göstermektedir. Gerilim değerleri kanin dişin hem

mezial hem distal yüzeylerinde kronun 1/3 orta ve kole bölgerinde yoğunlaşmıştır. Kron tepesinde ise gerilmenin minimum olduğu görülmektedir.

Kemik doku incelendiğinde ise gerilmelerin kanin dişin distaline denk gelen 1.pm bölgesinde yoğunlaştığı ve tüm dişin etrafında lokalize olduğu görülmektedir.



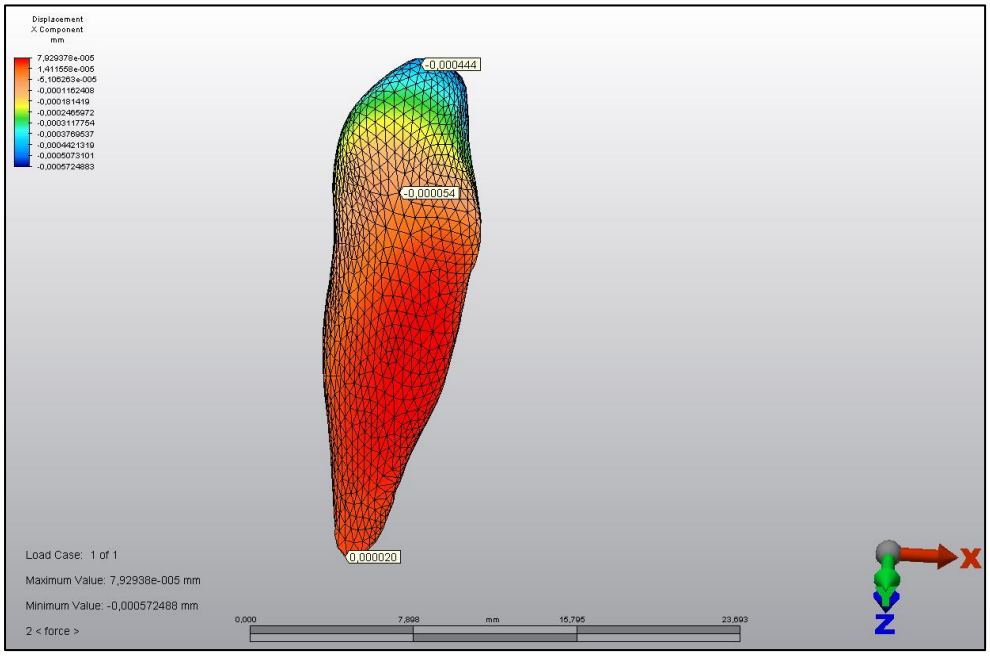
Şekil 23. Sadece kuvvet uygulaması sonucu kanin dişin çevresindeki Von Mises değerleri

4.1.2 Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan birinci analiz sonucu elde edilen yer değiştirmeler transversal, sagittal, vertikal ve total olarak gösterilmiştir. Çalışmamızda yer değiştirme bulguları “mm” cinsinden ifade edilmiştir.

4.1.2.1 Transversal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan birinci analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer değiştirmeler Şekil 24’de gösterilmiştir. X ekseni model üzerinde palatinal yöne doğru olan yer değiştirmeyi ifade etmektedir. Transversal yönde palatinal yöne doğru en fazla yer değiştirmenin kanin dişin kök yüzeyi üzerinde palatal yönde (0,000020 mm) olduğu görülmektedir. Palatal yönde hareket kole bölgesine doğru azalma göstermektedir (-0,000054 mm). Kron tepesindeki hareket ise ters yönde yani bukkal doğrultuda (-0,000444 mm) olmakla beraber yer değiştirme miktarının daha fazla olduğu görülmektedir.

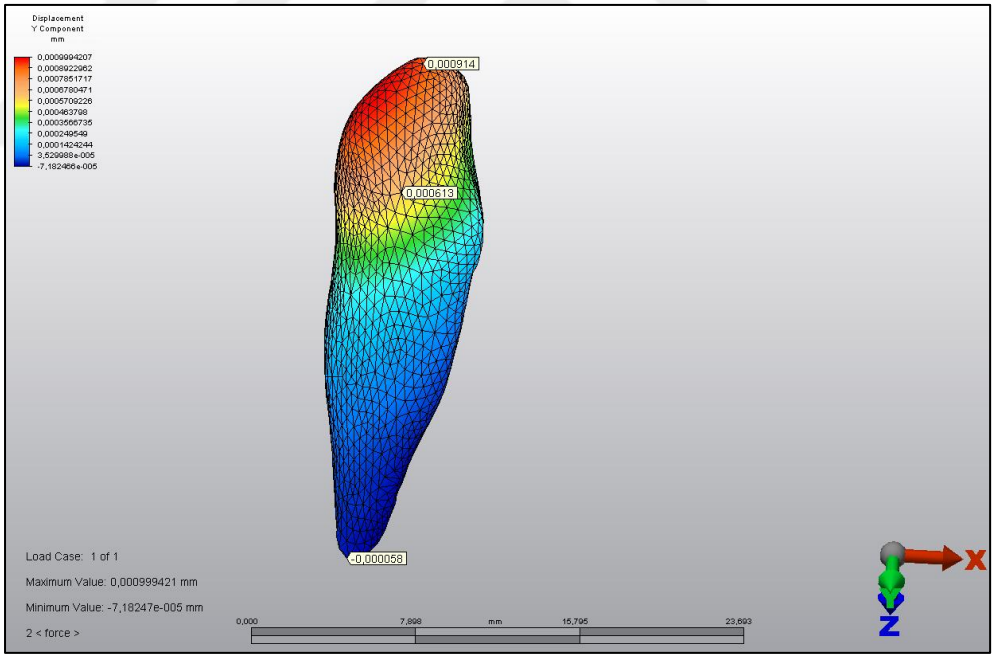


Şekil 24. Birinci analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer değiştirmeler

4.1.2.2 Sagittal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan birinci analiz sonucu elde edilen ön-arka yöndeki yer değiştirmeler Şekil 25'de gösterilmiştir. Y ekseni model üzerinde distal yöne doğru olan yer değiştirmeyi ifade etmektedir. Sonuçlar incelendiğinde Y eksenindeki en fazla yer değiştirmenin kanin dişin kron tepesinde (0,000914 mm) ve distal yönde olduğu görülmektedir.

Kole bölgesinde ki yer değiştirmenin de (0,000613 mm) yine distal yönde meydana geldiği görülmektedir. Kanin dişteki yer değiştirmenin kök ucuna doğru azaldığı ve kök ucunda ise krona göre oldukça az miktarda olmakla beraber zıt yönde (mezial) olduğu görülmektedir(-0,000058 mm).



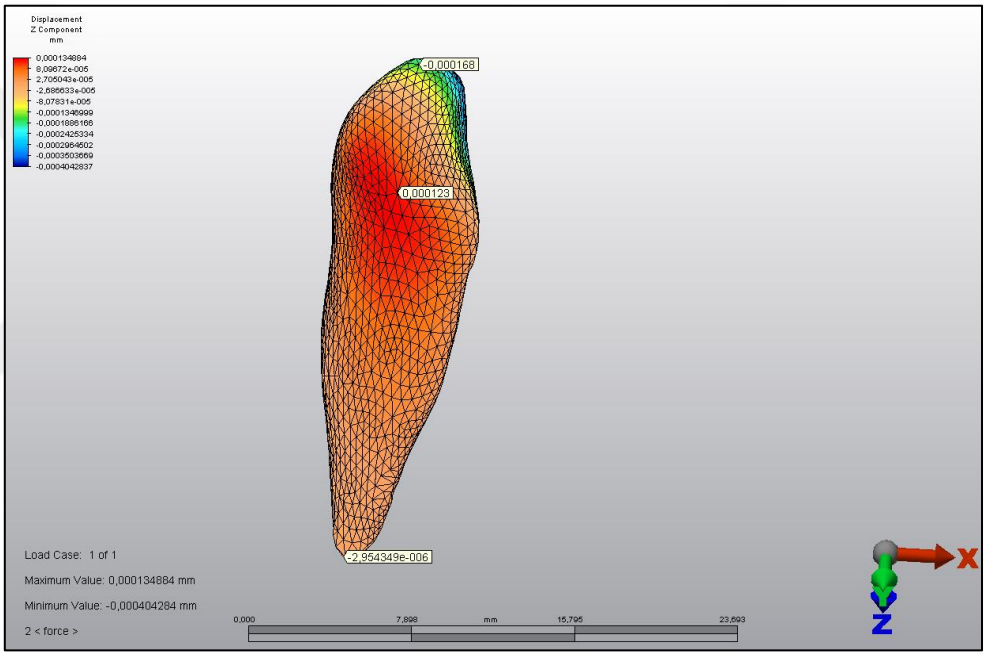
Şekil 25. Birinci analiz sonucu elde edilen sagittal yöndeki yer değiştirmeler

4.1.2.3 Vertikal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan birinci analiz sonucu elde edilen dik yöndeki yer değiştirmeler Şekil 26'da gösterilmiştir. Z ekseni model üzerinde sulkusa

doğru olan yer değiştirmeyi ifade etmektedir. Sonuçlar incelendiğinde Z eksenindeki en fazla yer değiştimenin kanin dişin singulum hizasında kole bölgesinin distal ve palatinal yüzeyinde (0,000123 mm) intrüzyon hareketi şeklinde olduğu görülmektedir.

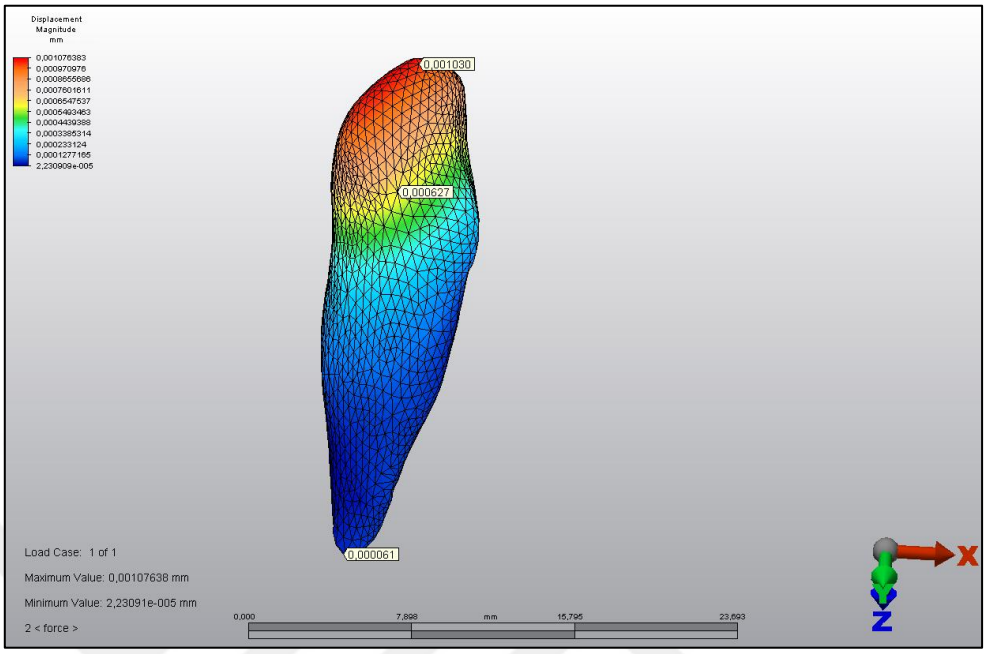
Kron tepesinde (-0,000168 mm) ekstrüzyon hareketi şeklinde olduğu görülmektedir. Kök ucunda meydana gelen hareket görmezden gelinecek kadar düşük değerde bulunmuştur. Meydana gelen toplam hareket miktarı değerlendirildiğinde kanin dişin ekstrüzyona uğradığı görülmektedir.



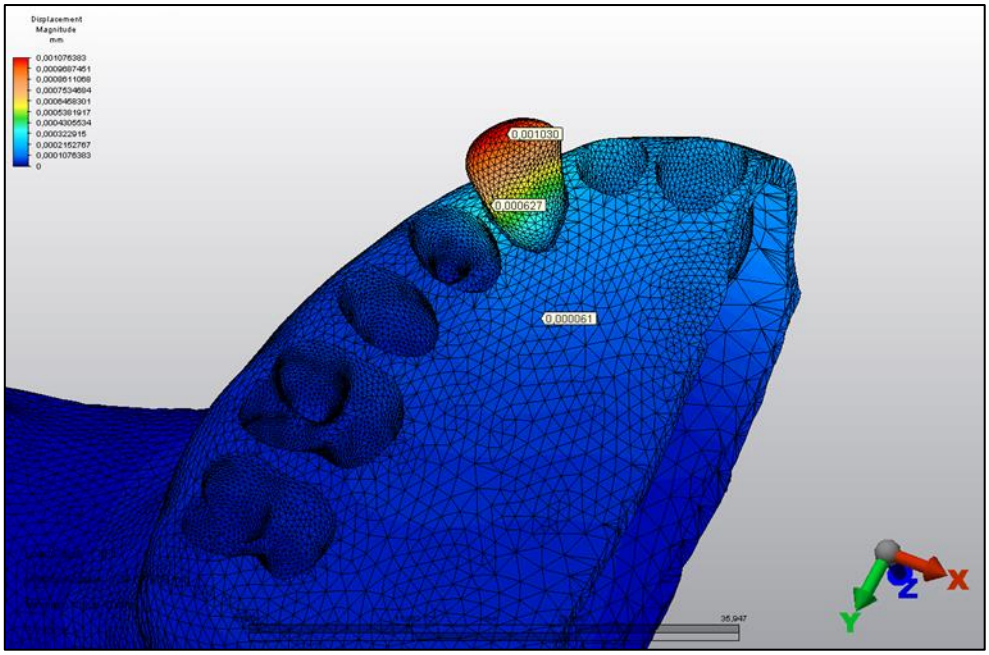
Şekil 26. Birinci analiz sonucu elde edilen vertikal yöndeki yer değiştirmeler

4.1.2.4 Total Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan birinci analiz sonucu elde edilen toplam yer değiştirme miktarları Şekil 27 ve 28 ’de gösterilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde kanin dişin distal yönde uygulanan 150 g kuvvet sonucu kron bölgesinde (0,001030 mm), kole bölgesinde (0,000627 mm), kök bölgesinde ise (0,000061 mm) hareket gözlenmektedir. En fazla hareket kron bölgesinde meydana gelmiştir.

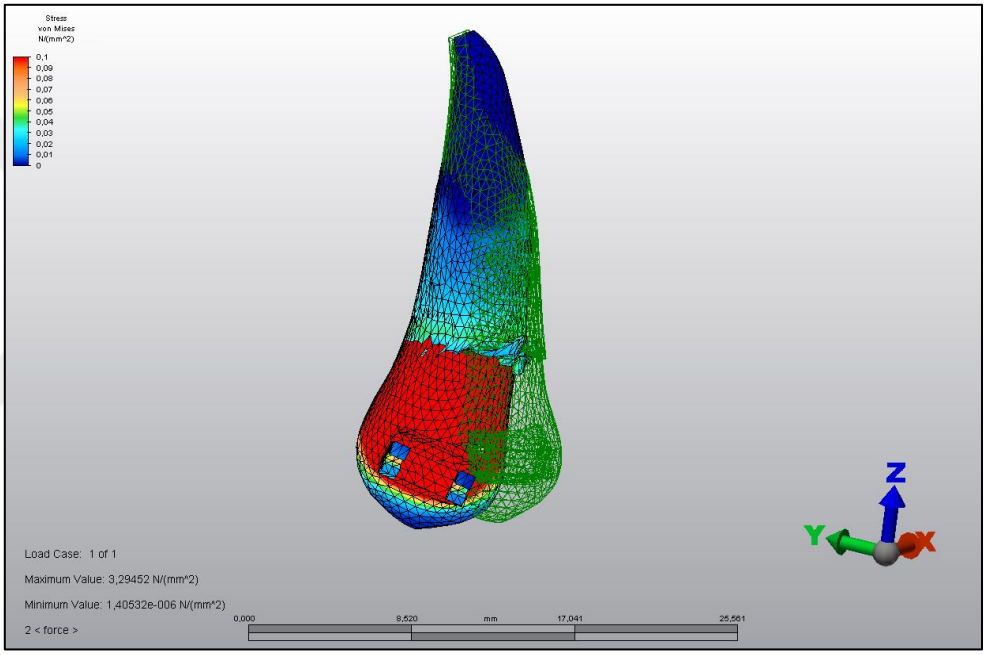


Şekil 27. Birinci analiz sonucu elde edilen toplam yer değiştirme miktarları

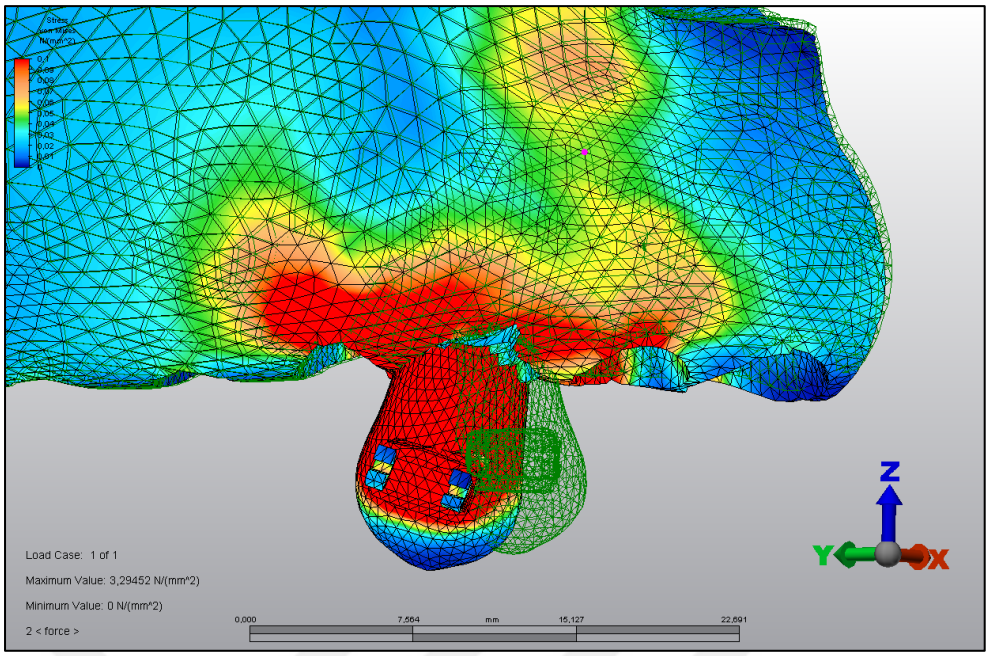


Şekil28. Birinci analiz sonucu elde edilen toplam yer değiştirme miktarlarının model üzerinde gösterilmesi

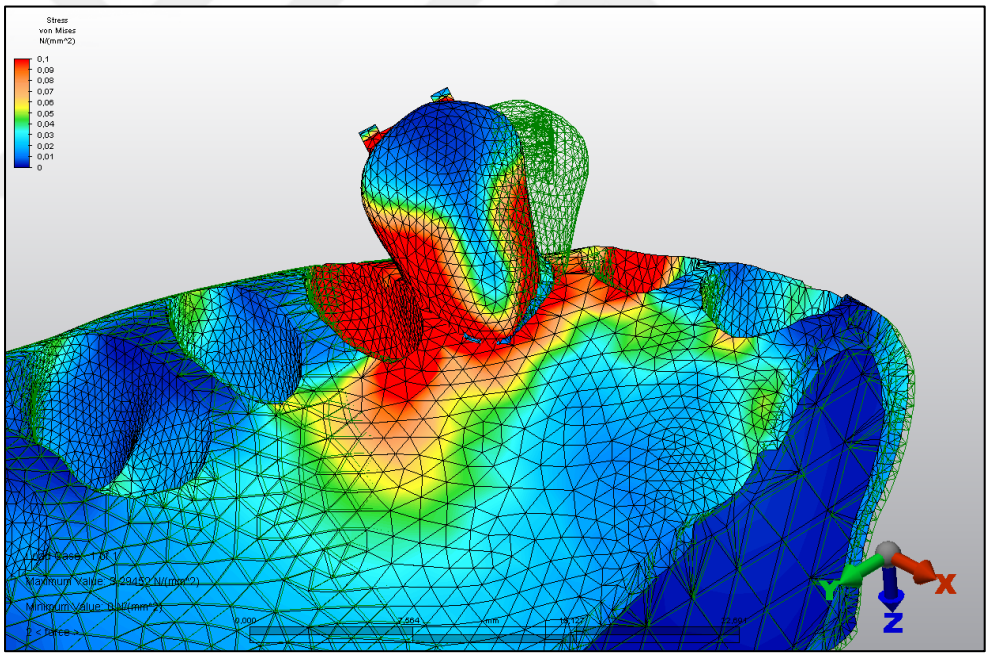
Birinci analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması Şekil 29 ve 30'da gösterilmiştir. Analiz sonuçları özetlenecek olursa; kuvvet uygulaması sonucu kanin dişin kronunda distal yönde hareket meydana gelmektedir. Ayrıca kanin dişte ekstrüzyon ve vestibüle doğru hareket görülmektedir. Kanin diş distale doğru devrilme hareketi gerçekleştirmiştir.



Şekil 29. Birinci analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması



(A)



(B)

Şekil 30. A) Kanin diş konumunun çakıştırılması – lateral görünüm

B) Kanin diş konumunun çakıştırılması – okluzal görünüm

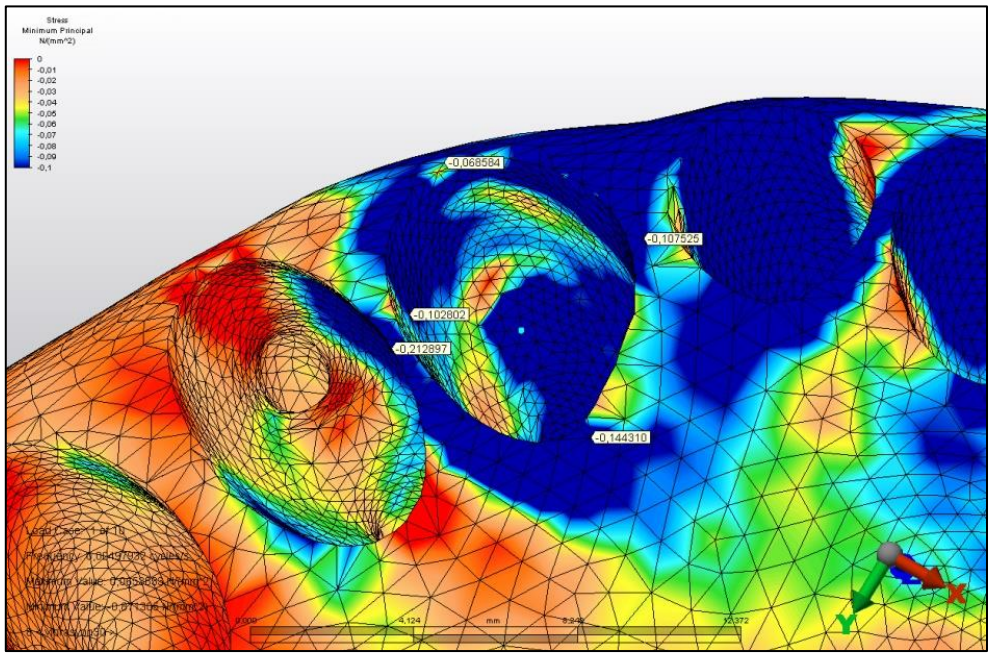
4.2. Model Üzerinde Gerçekleştirilen İkinci Analize Ait Bulgular

Hazırlanan model üzerinde gerçekleştirilen ikinci analizde, kanin dişe braket seviyesinden distal yönlü 150 g kuvvet ve 30 Hz değerinde vibrasyon kuvveti beraber uygulanmıştır. Kanin dişinde ve dişin çevresindeki dokularda meydana gelen gerilme değerleri ile kanin dişin sagittal, transversal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarı ve total yer değiştirme miktarı tespit edilmiştir.

4.2.1. Kanin Diş ve Çevre Dokulardaki Gerilme Değerleri

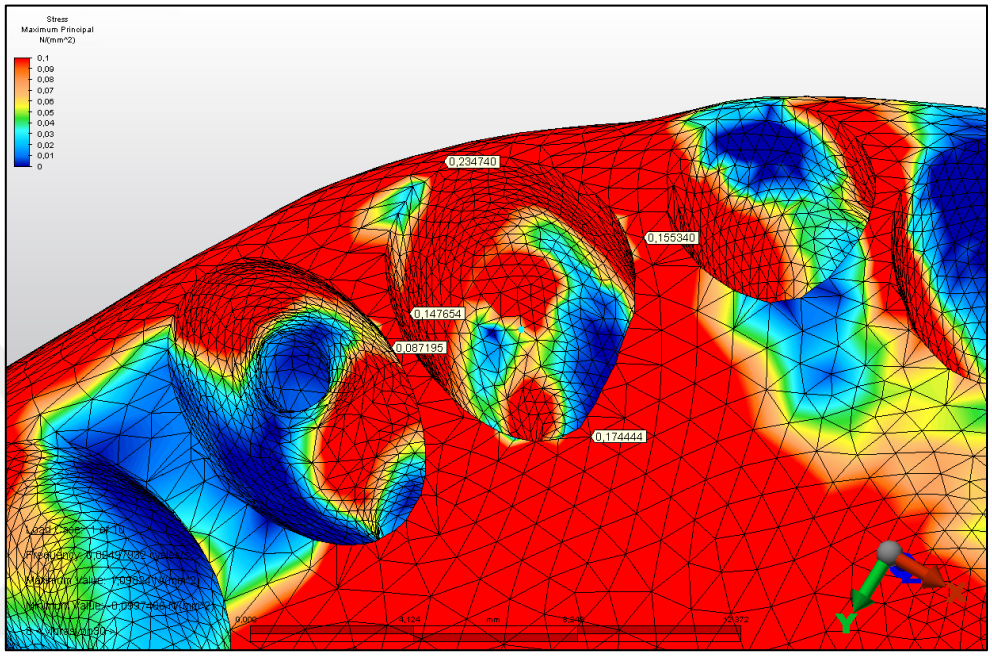
Minimum ve Maksimum Asal Gerilmeler - Kortikal Kemik Değerleri

Hazırlanan model üzerinde gerçekleştirilen ikinci analizde en fazla meydana gelen sıkışma ve gerilme değerleri kortikal ve spongioz kemik katmanları için ayrı ayrı analiz edilmiştir. Yapılan analiz sonucuna göre kanin dişin etrafındaki kortikal kemik tabakasında meydana gelen en fazla sıkışma alanı şekil 31'de gösterilmiştir. Kortikal kemik tabakasında meydana gelen en fazla sıkışma alanı 1.premolar dişin kemik soketi mezial kole bölgesindedir (-0,212897 N/mm^2). Aynı zamanda kanin dişin palatinal yüzeyi kole hizası ve distal yüzeyi kole bölgesinde de sıkışmanın arttığı alanlar görülmektedir.



Şekil 31. Kuvvet ve 30 Hz vibrasyon uygulaması ile kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

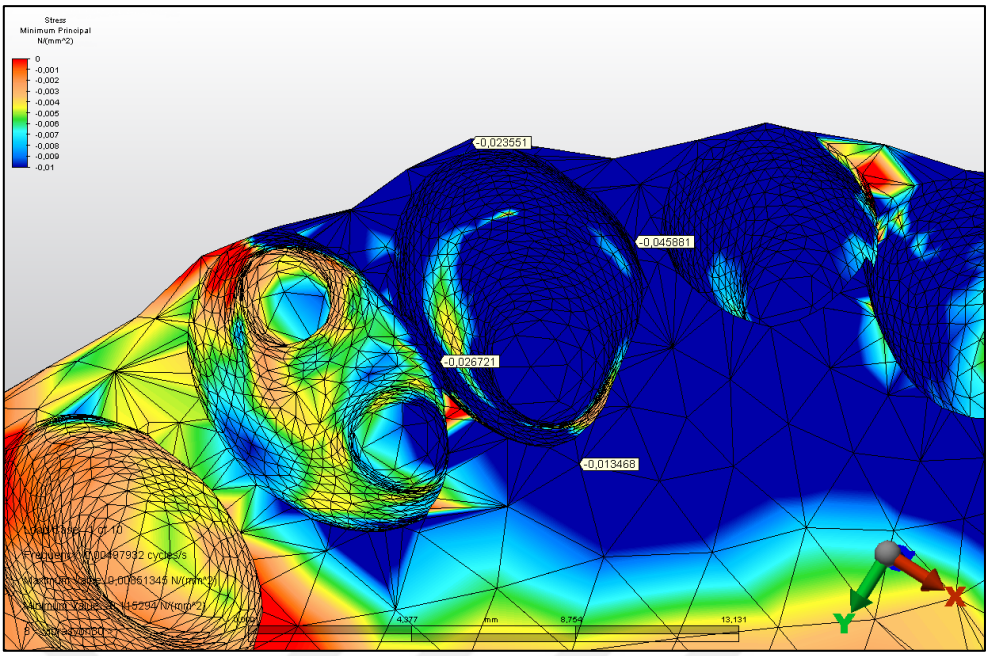
Yapılan analiz sonucuna göre kanin dişin etrafındaki kortikal kemik tabakasının tüm yüzeylerinde gerilme değerlerinin arttığı ve meydana gelen en fazla gerilme alanının kanin dişin bukkal yüzeyinde kole bölgesinde olduğu görülmüştür ve Şekil 32'de gösterilmektedir (0,234740 N/mm^2).



Şekil 32. Kuvvet ve 30 Hz vibrasyon uygulaması ile kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

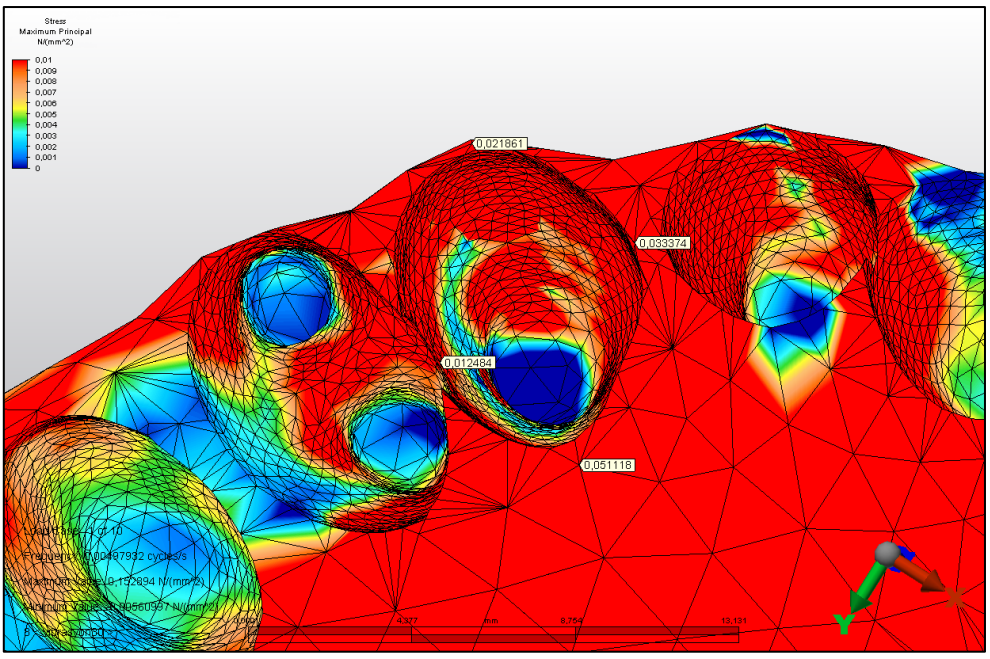
Minimum ve Maksimum Asal Gerilmeler – Spongioz Kemik Değerleri

Yapılan analiz sonucuna göre kanin dişin etrafındaki spongioz kemik tabakasında meydana gelen en fazla sıkışma alanı kanin dişin meziopalatinal kenarı kole bölgesinde görülmüştür (-0,045881 N/mm^2) ve şekil 33'de gösterilmiştir. Ayrıca kanin dişin tüm vestibül, mezial ve distal yüzeyleri boyunca da sıkışma alanları görülmektedir.



Şekil 33. Kuvvet ve 30 Hz vibrasyon uygulaması ile spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

Yapılan analiz sonucuna göre kanin dişin etrafındaki spongioz kemik tabakasında meydana gelen en fazla gerilme alanı kanin dişin palatal yüzeyinde kole bölgesindedir (0,051118 N/mm^2).

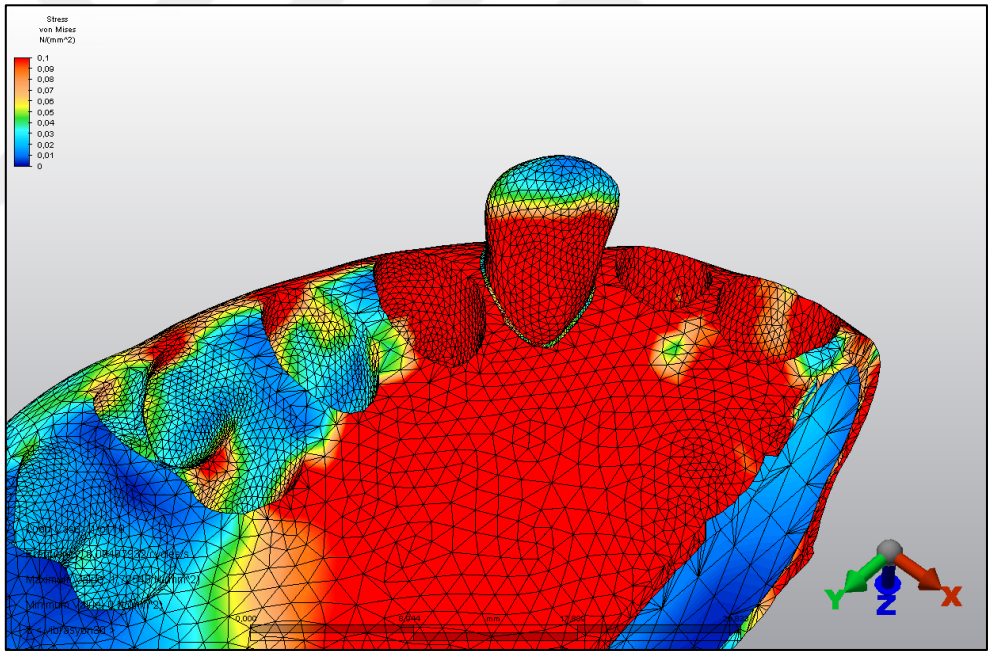


Şekil 34. Kuvvet ve 30 Hz vibrasyon uygulaması ile spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

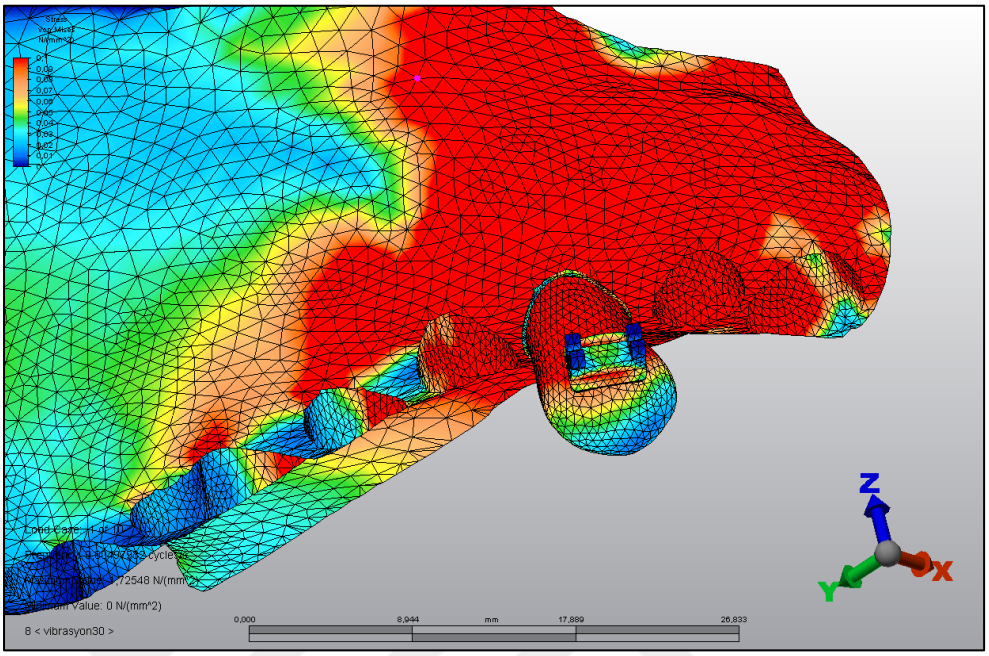
Von Mises Gerilme Değerleri

Kanin dişe 150 g kuvvet ve 30 Hz vibrasyon kuvveti uygulanması sonucu meydana gelen Von Mises değerleri Şekil 35'de gösterilmiştir. Von Mises değerleri oluşan gerilmelerin dağılımı ve yoğunluğunu göstermektedir.

Gerilim değerleri kanin dişin hem mezial hem distal yüzeylerinde kronun 1/3 orta ve kole bölgerinde yoğunlaşmıştır. Kron tepesinde ise gerilmenin minimum olduğu görülmektedir. Kemik doku incelendiğinde ise gerilmelerin kanin dişin çevresinde 1. ve 2. premolar dişlerin mezial ve bukkal kemik soketi boyunca arttığı görülmektedir.



(A)



(B)

Şekil 35. Kuvvet ve 30 Hz vibrasyon uygulaması sonucu kanin dişin çevresinde meydana gelen Von Mises değerleri A) Okluzal görünüm

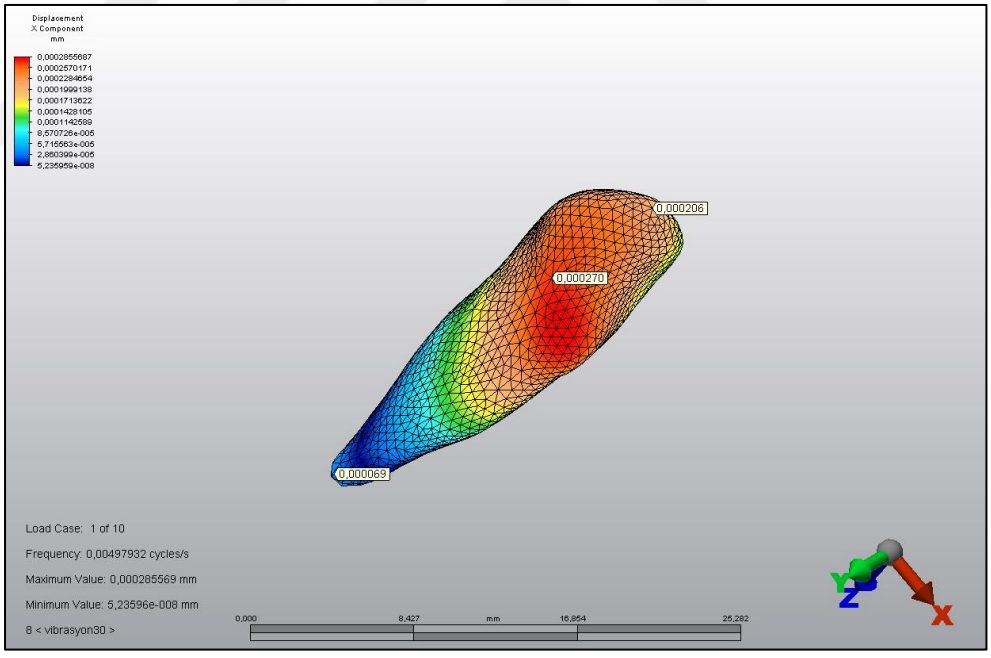
B) Lateral görünüm

4.2.2 Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan ikinci analiz sonucu elde edilen yer değiştirmeler transversal, sagittal, vertikal ve total olarak gösterilmiştir. Yer değiştirme bulguları “mm” cinsinden ifade edilmiştir.

4.2.2.1 Transversal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan ikinci analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer değiştirmeler Şekil 36'da gösterilmiştir. X ekseni model üzerinde palatinal yöne doğru olan yer değiştirmeyi ifade etmektedir. Transversal yönde palatinal yöne doğru en fazla yer değiştirmenin kanin dişin singulum hizasında palatal yönde (0,000270 mm) olduğu görülmektedir. Palatal yönde hareket kron bölgesine doğru azalma göstermektedir ve tepe noktasında (0,000206 mm)'dir. Kök ucundaki hareket ise yine aynı yönde olmakla beraber yer değiştirme miktarının daha az olduğu görülmektedir (0,000069 mm).

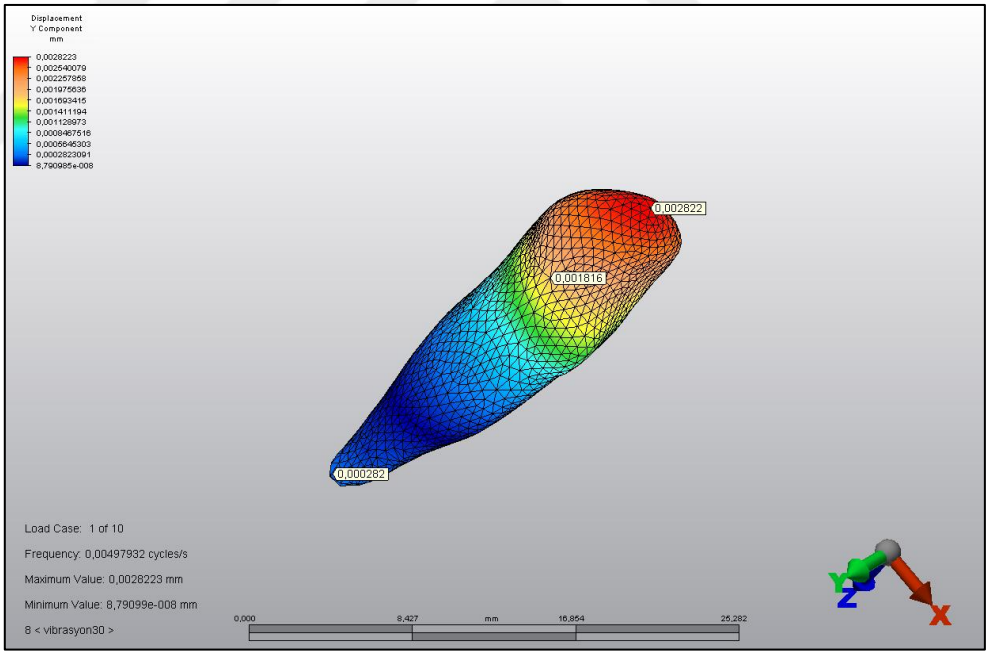


Şekil 36. İkinci analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer değiştirmeler

4.2.2.2 Sagittal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan ikinci analiz sonucu elde edilen ön-arka yöndeki yer değiştirmeler Şekil 37'de gösterilmiştir. Y ekseni model üzerinde distal yöne doğru olan yer değiştirmeyi ifade etmektedir.

Sonuçlar incelendiğinde Y eksenindeki en fazla yer değiştirmenin kanin dişin kron tepesinde (0,002822 mm) ve distal yönde olduğu görülmektedir. Kole bölgesinde ki yer değiştirmenin (0,001816 mm) ve yine distal yönde meydana geldiği görülmektedir. Kanin dişteki yer değiştirmenin kök ucuna doğru azaldığı ve kök ucunda ise krona göre oldukça az miktarda ve aynı yönde olduğu görülmektedir (0,000282 mm).

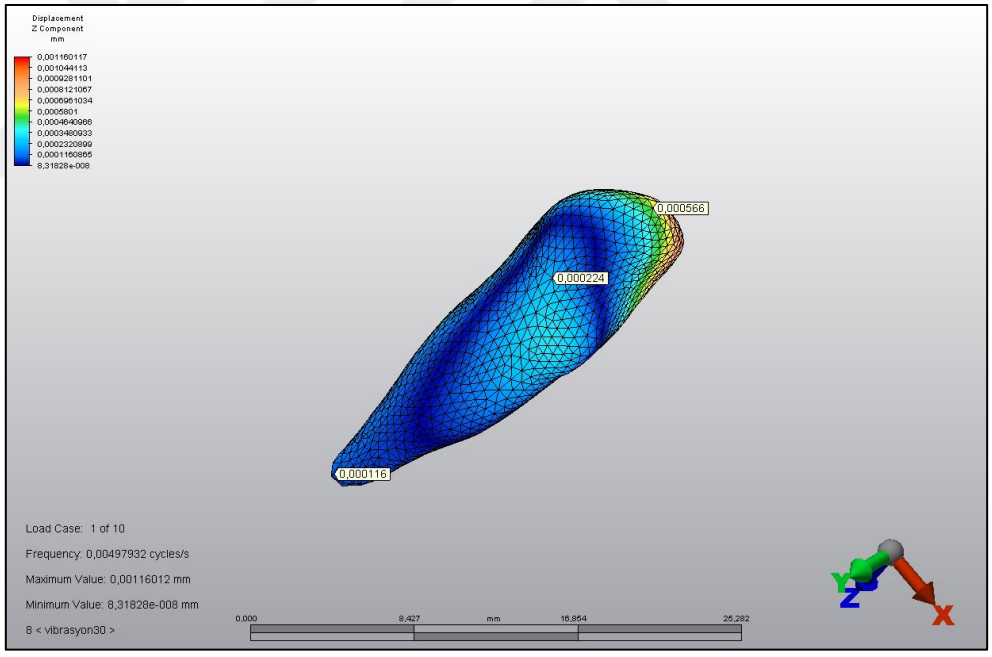


Şekil 37. İkinci analiz sonucu elde edilen sagittal yöndeki yer değiştirmeler

4.2.2.3 Vertikal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan ikinci analiz sonucu elde edilen dik yöndeki yer değiştirmeler Şekil 38'de gösterilmiştir. Z ekseni model üzerinde sulkusa doğru olan yer değiştirmeyi ifade etmektedir.

Sonuçlar incelendiğinde Z eksenindeki en fazla yer değiştimenin kanin dişin tüberkül tepesinde (0,000566 mm) intrüzyon hareketi şeklinde olduğu görülmektedir. Kole bölgesinde (0,000224 mm) ve kök ucunda (0,000116mm) yine sulkusa doğru fakat daha az miktarda hareket olduğu görülmektedir.

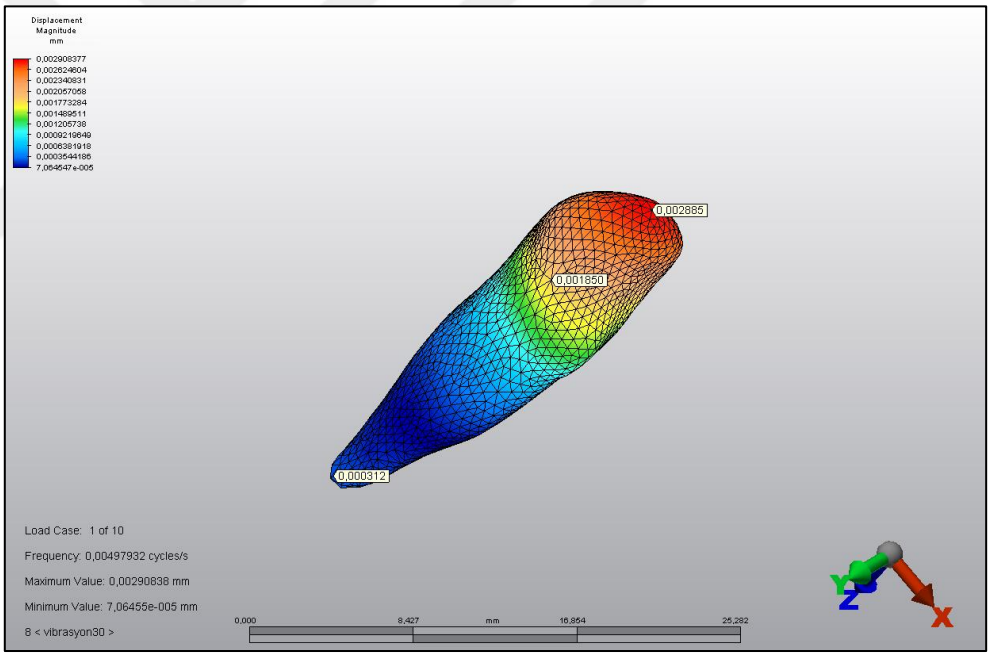


Şekil 38. İkinci analiz sonucu elde edilen vertikal yöndeki yer değiştirmeler

4.2.2.4 Total Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan ikinci analiz sonucu elde edilen toplam yer değiştirme miktarları Şekil 39'da gösterilmiştir.

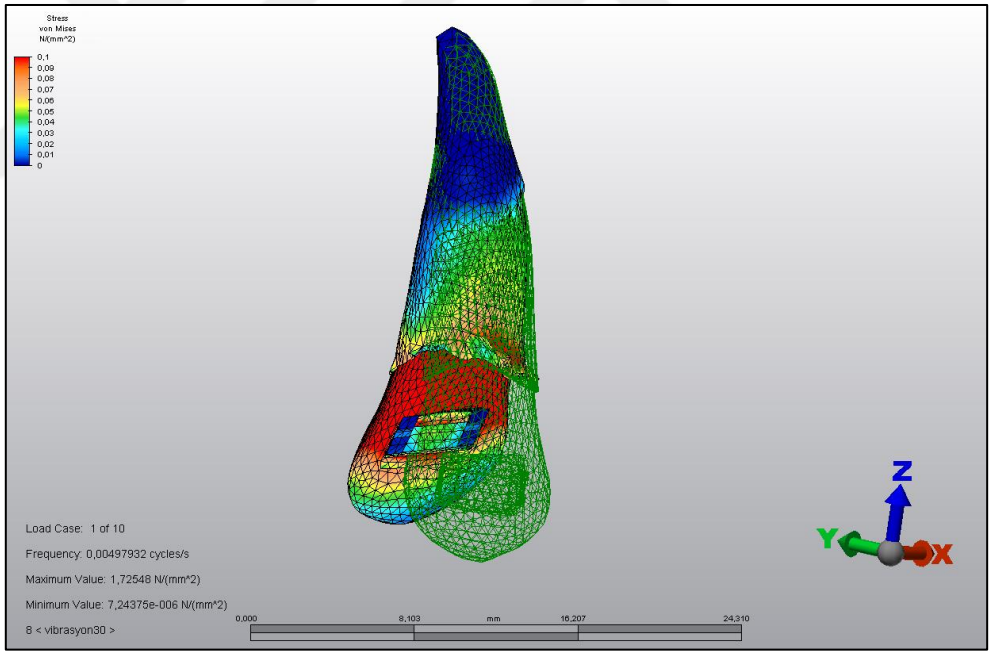
Sonuçlar incelendiğinde kanin dişin distal yönde uygulanan 150 g kuvvet 30 Hz değerinde vibrasyon kuvveti sonucu kron bölgesinde (0,002885 mm), kole bölgesinde (0,001850 mm), kök bölgesinde ise (0,000312 mm) hareket gözlenmektedir. En fazla hareket kron bölgesinde meydana gelmiştir.



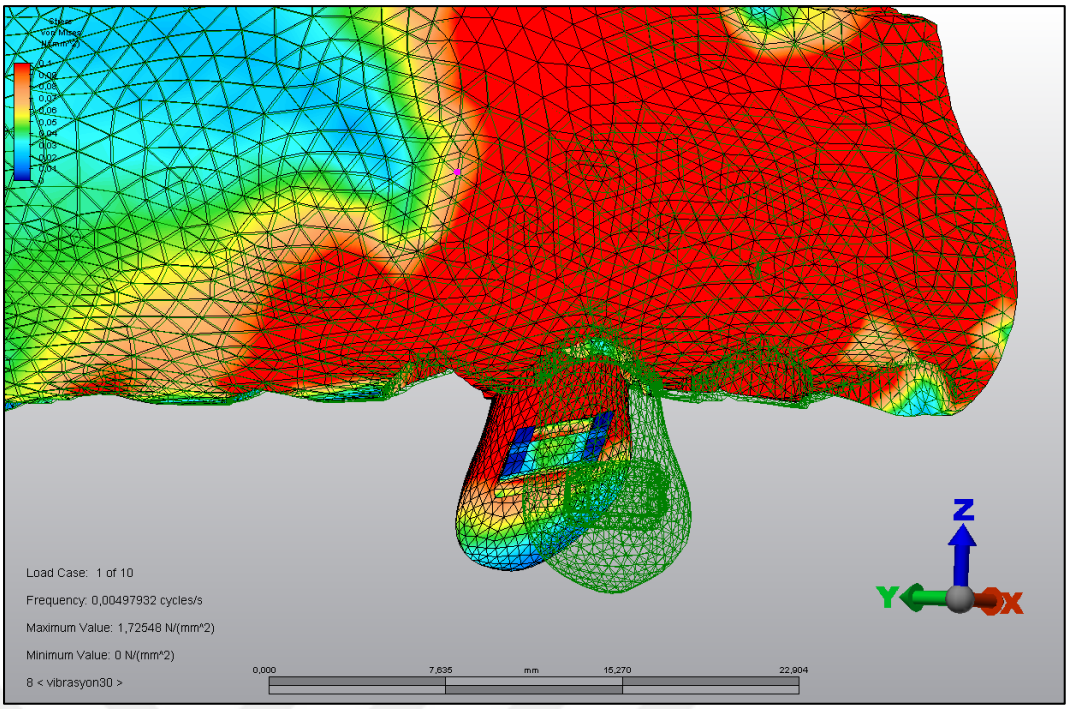
Şekil 39. İkinci analiz sonucu elde edilen toplam yer değiştirme miktarları

İkinci analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması Şekil 40 ve 41'de gösterilmiştir.

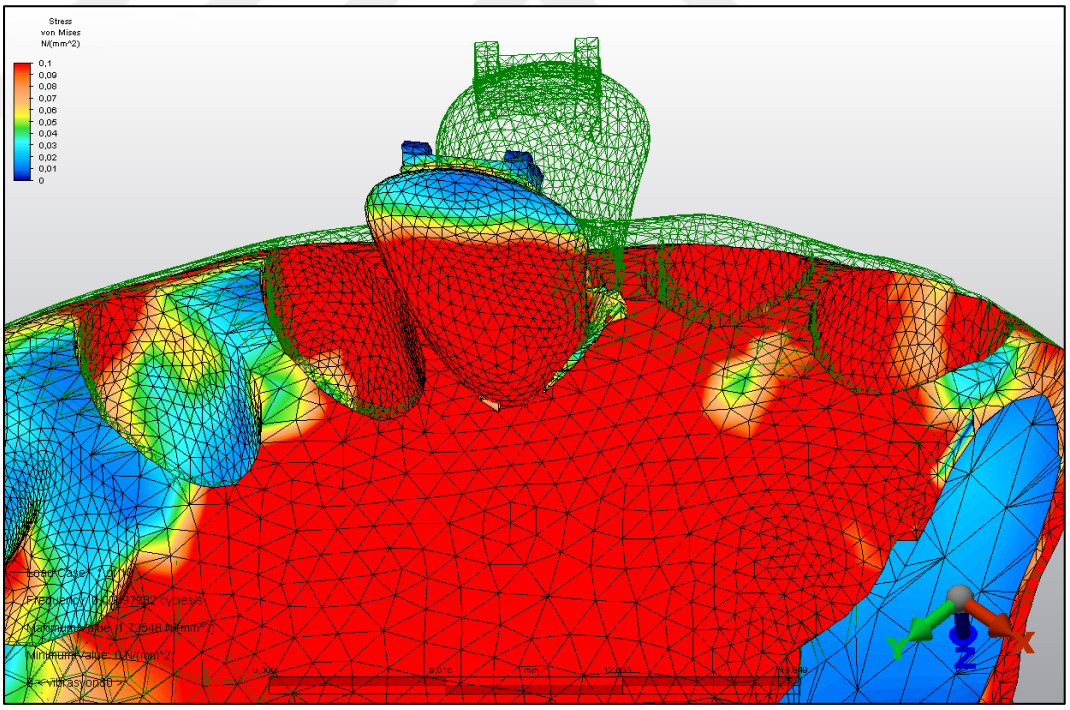
Analiz sonuçları özetlenecek olursa; kuvvet uygulaması sonucu kanin dişin kronunda distal yönde hareket meydana gelmektedir. Ayrıca kanin dişte intrüzyon ve palatinale doğru hareket görülmektedir. Kanin diş distale doğru kronda fazla kökte daha az olmakla beraber aynı yönde farklı değerlerde hareket etmiştir.



Şekil 40. İkinci analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması



(A)



(B)

Şekil 41. A) Kanin diş konumunun çakıştırılması – lateral görünüm

B) Kanin diş konumunun çakıştırılması – okluzal görünüm

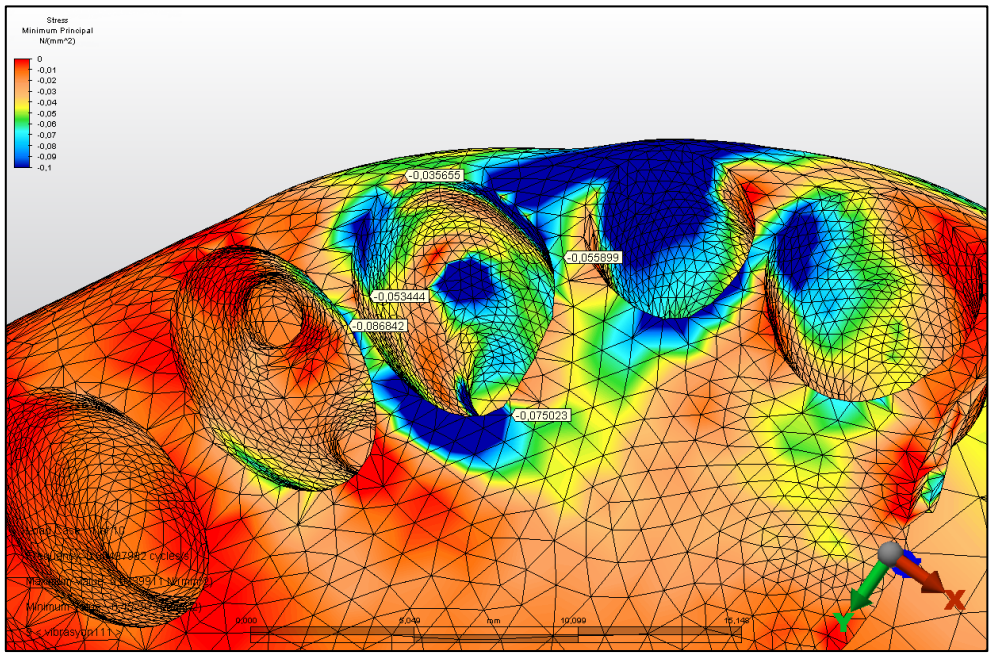
4.3. Model Üzerinde Gerçekleştirilen Üçüncü Analize Ait Bulgular

Hazırlanan model üzerinde gerçekleştirilen üçüncü analizde, kanin dişe braket seviyesinden distal yönlü 150 g kuvvet ve 111 Hz değerinde vibrasyon kuvveti beraber uygulanmıştır. Kanin dişinde ve dişin çevresindeki dokularda meydana gelen gerilme değerleri ile kanin dişin sagittal, transversal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarı ve total yer değiştirme miktarı tespit edilmiştir.

4.3.1. Kanin Diş ve Çevre Dokulardaki Gerilme Değerleri

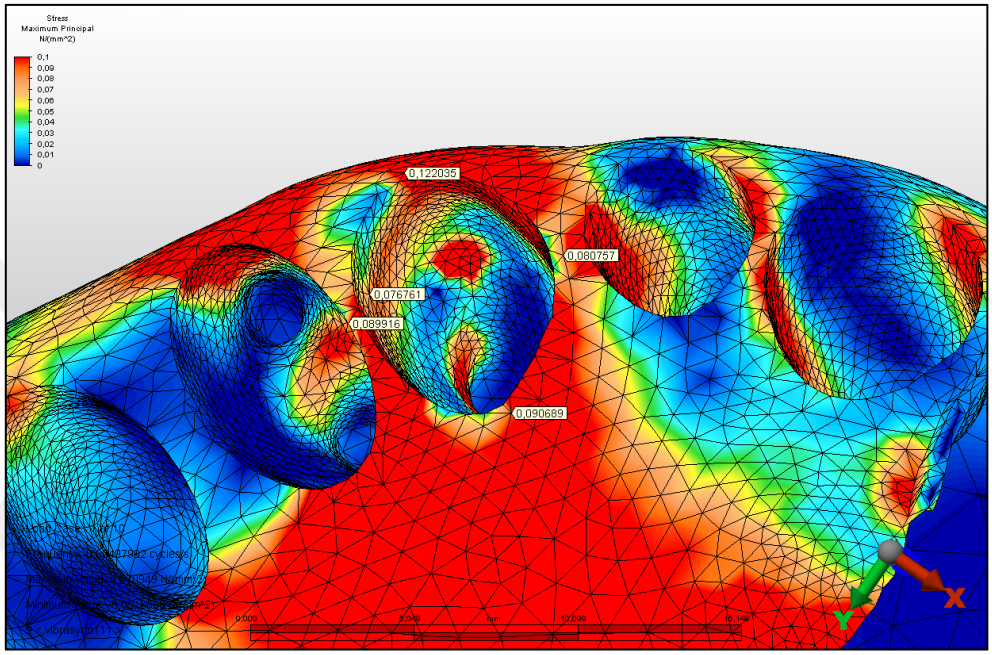
Minimum ve Maksimum Asal Gerilmeler - Kortikal Kemik Değerleri

Hazırlanan model üzerinde gerçekleştirilen üçüncü analizde meydana gelen sıkışma ve gerilme değerleri kortikal ve spongioz kemik katmanları için ayrı ayrı analiz edilmiştir. Yapılan analiz sonucuna göre kanin dişin etrafındaki kortikal kemik tabakasında meydana gelen en fazla sıkışma alanı şekil 42' de gösterilmiştir. Kortikal kemik tabakasında meydana gelen en fazla sıkışma alanı 1.premolar dişin kemik soketi mezial kole bölgesindedir(-0,086842 N/mm^2). Aynı zamanda kanin dişin palatinal yüzeyi kole hizası ve distal yüzeyi kole bölgesinde de sıkışmanın arttığı alanlar görülmektedir.



Şekil 42. Kuvvet ve 111 Hz vibrasyon uygulaması ile kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

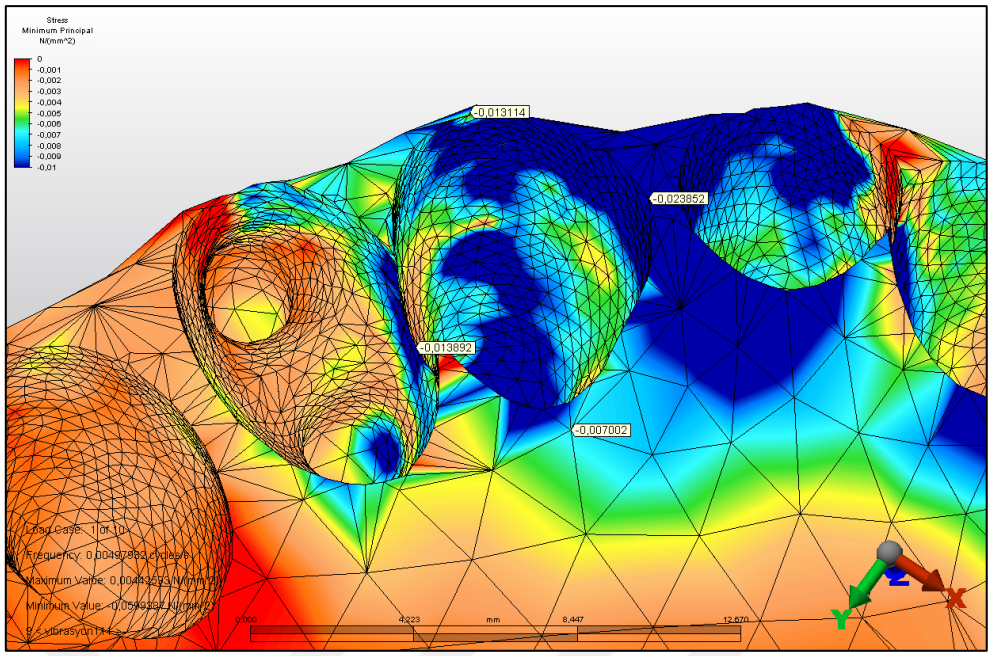
Yapılan analiz sonucuna göre kanin dişin etrafındaki kortikal kemik tabakasının tüm yüzeylerinde gerilmenin arttığı görülmekle beraber meydana gelen en fazla gerilme alanı kanin dişin bukkal yüzeyinde kole bölgesindedir (0,122035 N/mm^2) ve Şekil 43'te görülmektedir.



Şekil 43. Kuvvet ve 111 Hz vibrasyon uygulaması ile kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

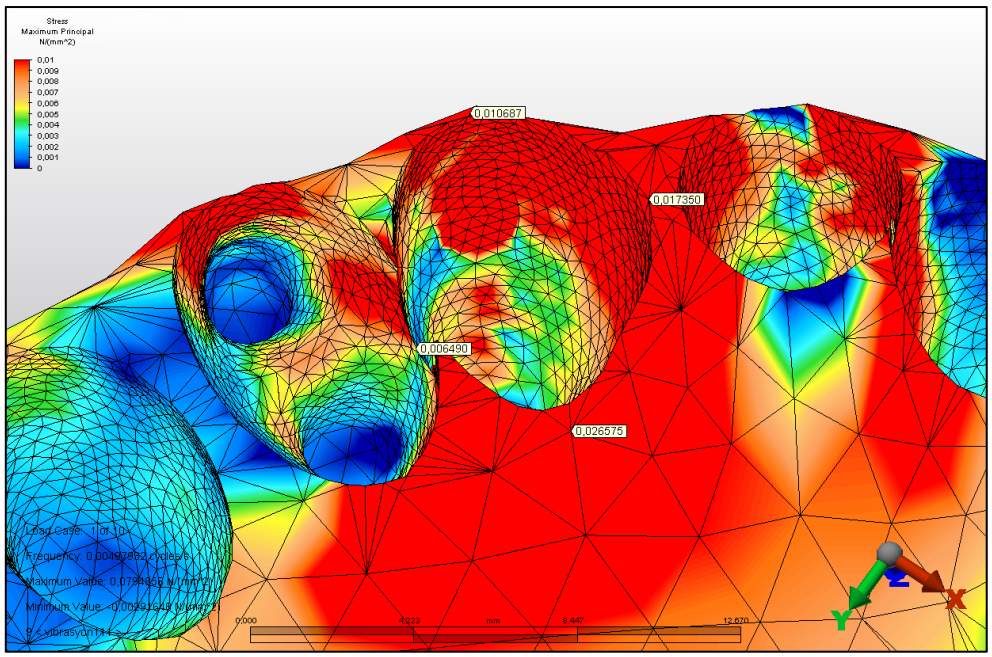
Minimum ve Maksimum Asal Gerilmeler – Spongioz Kemik Değerleri

Yapılan analiz sonucuna göre kanin dişin etrafındaki spongioz kemik tabakasında meydana gelen en fazla sıkışma alanı kanin dişin mezial kole bölgesinde görülmüştür (-0,023852 N/mm^2) ve şekil 44'te gösterilmiştir. Ayrıca 1. premolar soketinde kök hizası boyuncada sıkışma alanları görülmektedir.



Şekil 44. Kuvvet ve 111 Hz vibrasyon uygulaması ile spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

Yapılan analiz sonucuna göre kanin dişin etrafındaki spongioz kemik tabakasında meydana gelen en fazla gerilme alanı kanin dişin palatinal yüzeyinde kole bölgesindedir ve Şekil 45'te gösterilmiştir (0,026575 N/mm^2).

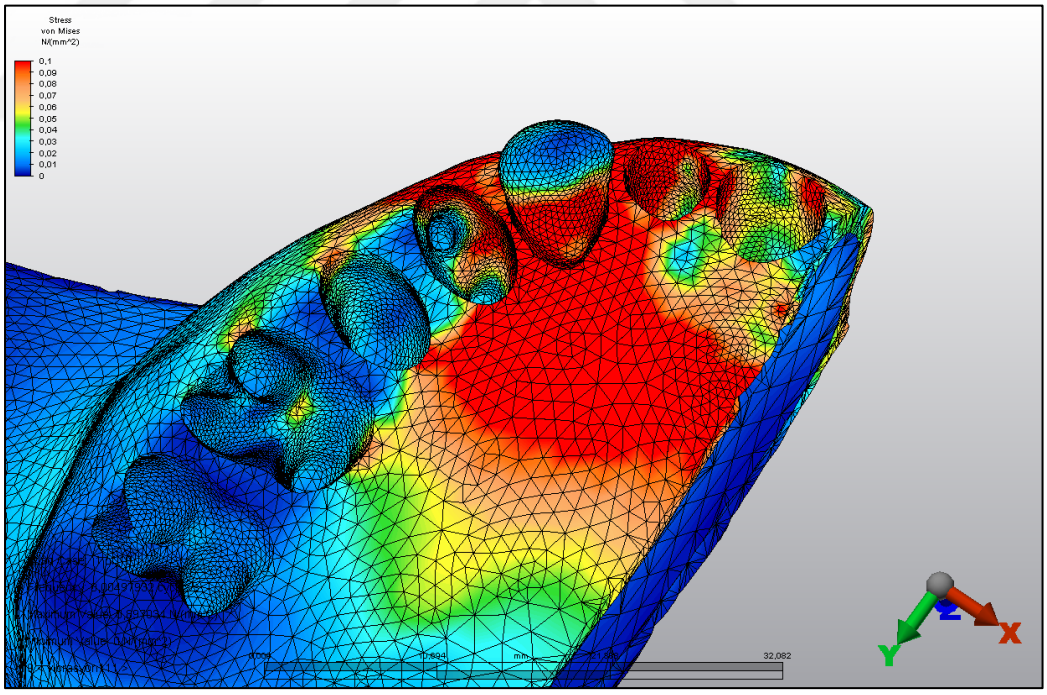


Şekil 45. Kuvvet ve 111 Hz vibrasyon uygulaması ile spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

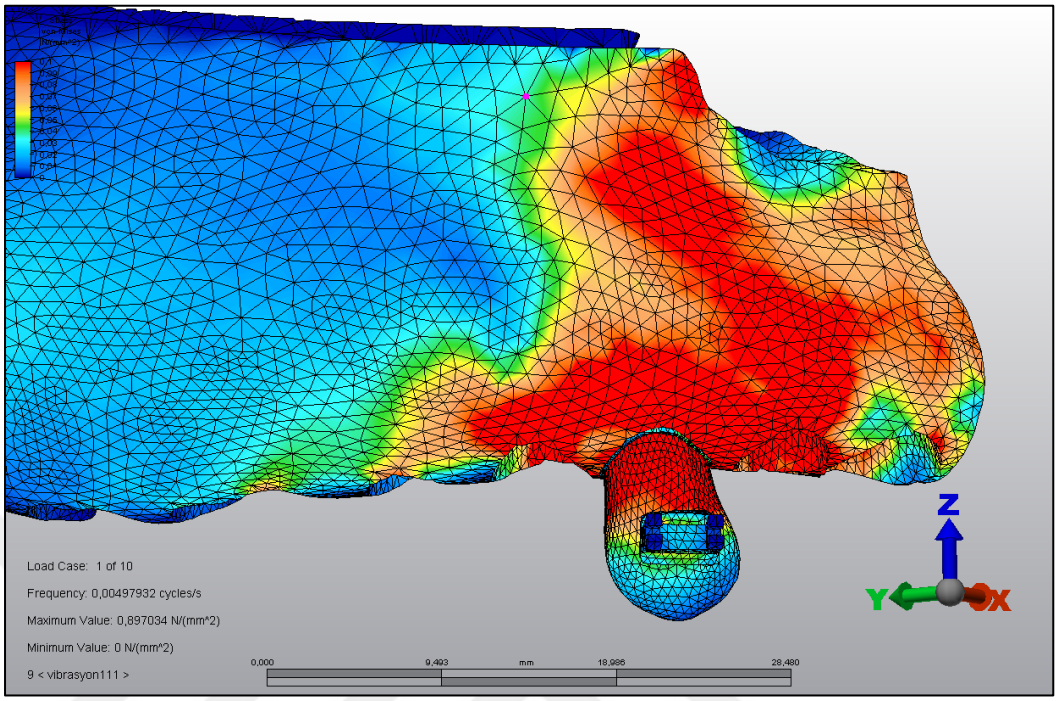
Von Mises Gerilme Değerleri

Kanin dişe 150 g kuvvet ve 111 Hz vibrasyon kuvveti uygulanması sonucu meydana gelen Von Mises değerleri Şekil 46'da gösterilmiştir. Von Mises değerleri oluşan gerilmelerin dağılımı ve yoğunluğunu göstermektedir.

Gerilim değerleri kanin dişin hem mezial hem distal yüzeylerinde kronun 1/3 orta ve kole bölgerinde yoğunlaşmıştır. Kron tepesinde ise gerilmenin minimum olduğu görülmektedir. Kemik doku incelendiğinde ise gerilmelerin kanin dişin hem distalinde hem mezialinde yoğunlaştığı görülmektedir.



(A)



(B)

Şekil 46. Kuvvet ve 111 Hz vibrasyon uygulaması sonucu kanin dişin çevresinde meydana gelen Von Mises değerleri A) Okluzal görünüm

B) Lateral görünüm

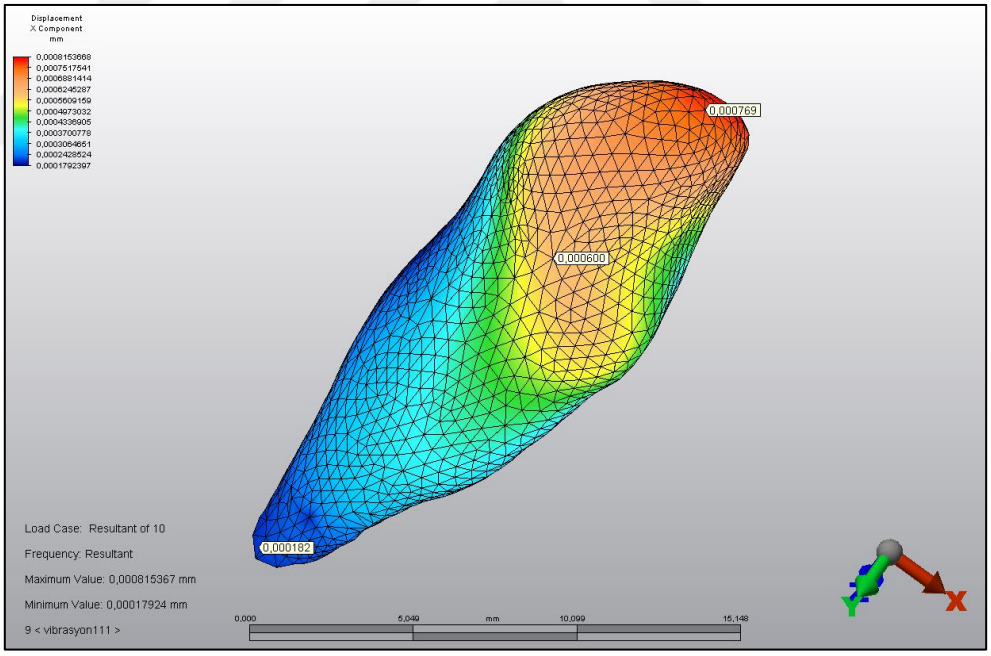
4.3.2 Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan üçüncü analiz sonucu elde edilen yer değiştirmeler transversal, sagittal, vertikal ve total olarak gösterilmiştir. Yer değiştirme bulguları “mm” cinsinden ifade edilmiştir.

4.3.2.1 Transversal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan üçüncü analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer değiştirmeler Şekil 47'de gösterilmiştir. X ekseni model üzerinde palatinal yöne doğru olan yer değiştirmeyi ifade etmektedir.

Transversal yönde palatinal yöne doğru en fazla yer değiştirmenin kanin dişin tüberkül tepesinde palatal yönde (0,000769 mm) olduğu görülmektedir. Palatal yönde hareket kole bölgesine doğru azalma göstermektedir ve (0,000600 mm)'dir. Kök ucundaki hareket ise yine aynı yönde (0,000182mm) olmakla beraber yer değiştirme miktarının daha az olduğu görülmektedir.

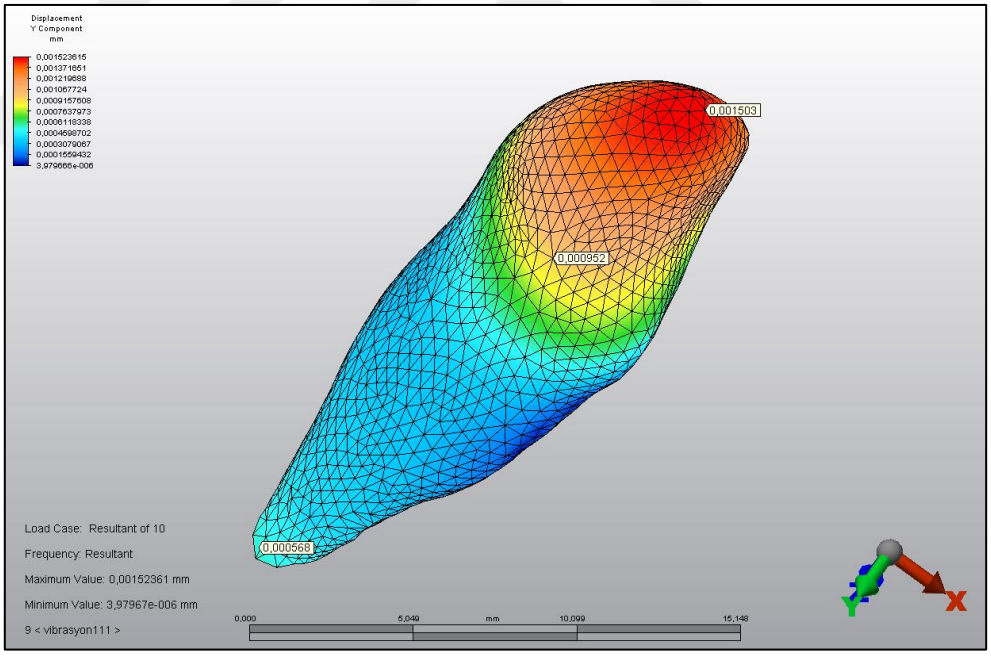


Şekil 47. Üçüncü analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer değiştirmeler

4.3.2.2 Sagittal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan üçüncü analiz sonucu elde edilen ön-arka yöndeki yer değiştirmeler Şekil 48'de gösterilmiştir. Y ekseni model üzerinde distal yöne doğru olan yer değiştirmeyi ifade etmektedir.

Sonuçlar incelendiğinde Y eksenindeki en fazla yer değiştirmenin kanin dişin kron tepesinde (0,001503 mm) ve distal yönde olduğu görülmektedir. Kole bölgesinde ki yer değiştirmenin (0,000952 mm) ve yine distal yönde meydana geldiği görülmektedir. Kanin (0,000568 mm) dişteki yer değiştirmenin kök ucuna doğru azaldığı ve kök ucunda ise krona göre oldukça az miktarda olduğu görülmektedir.

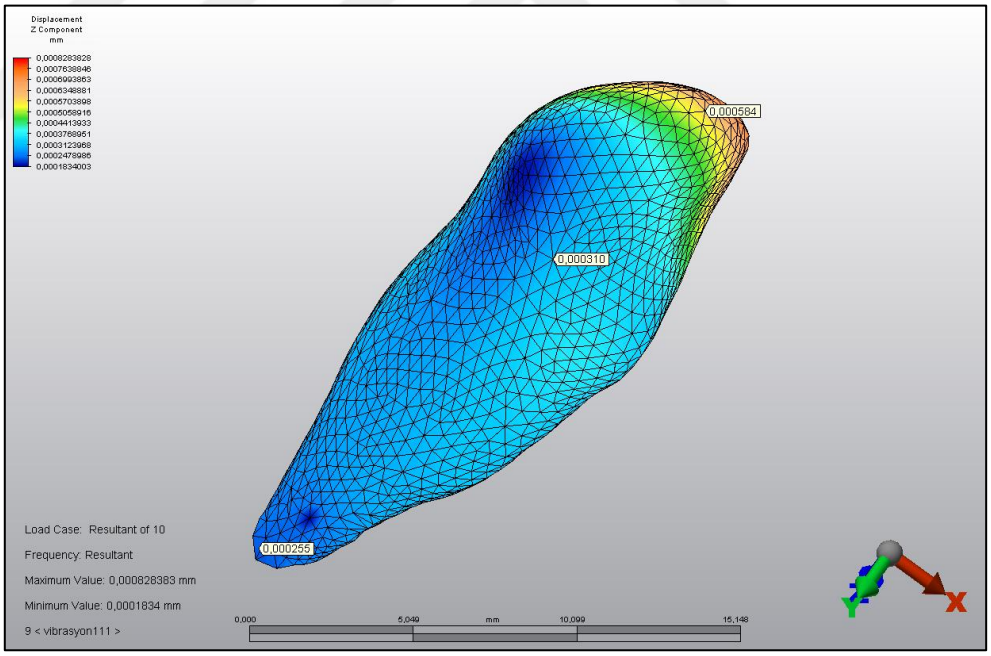


Şekil 48. Üçüncü analiz sonucu elde edilen sagittal yöndeki yer değiştirmeler

4.3.2.3 Vertikal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan üçüncü analiz sonucu elde edilen dik yöndeki yer değiştirmeler Şekil 49'da gösterilmiştir. Z ekseni model üzerinde sulkusa doğru olan yer değiştirmeyi ifade etmektedir.

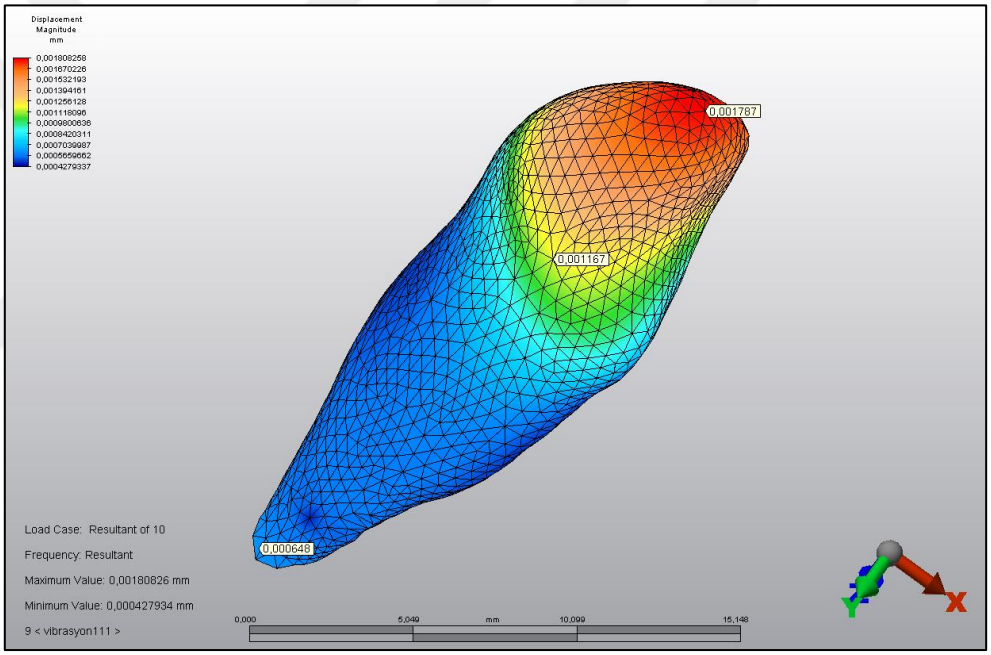
Sonuçlar incelendiğinde Z eksenindeki en fazla yer değiştimenin kanin dişin tüberkül tepesinde (0,000584 mm) intrüzyon hareketi şeklinde olduğu görülmektedir. Kole bölgesinde (0,000310 mm) ve kök ucunda (0,000255 mm) daha az miktarda hareket olmakla beraber intrüzyon seklinde olduğu görülmektedir.



Şekil 49. Üçüncü analiz sonucu elde edilen vertikal yöndeki yer değiştirmeler

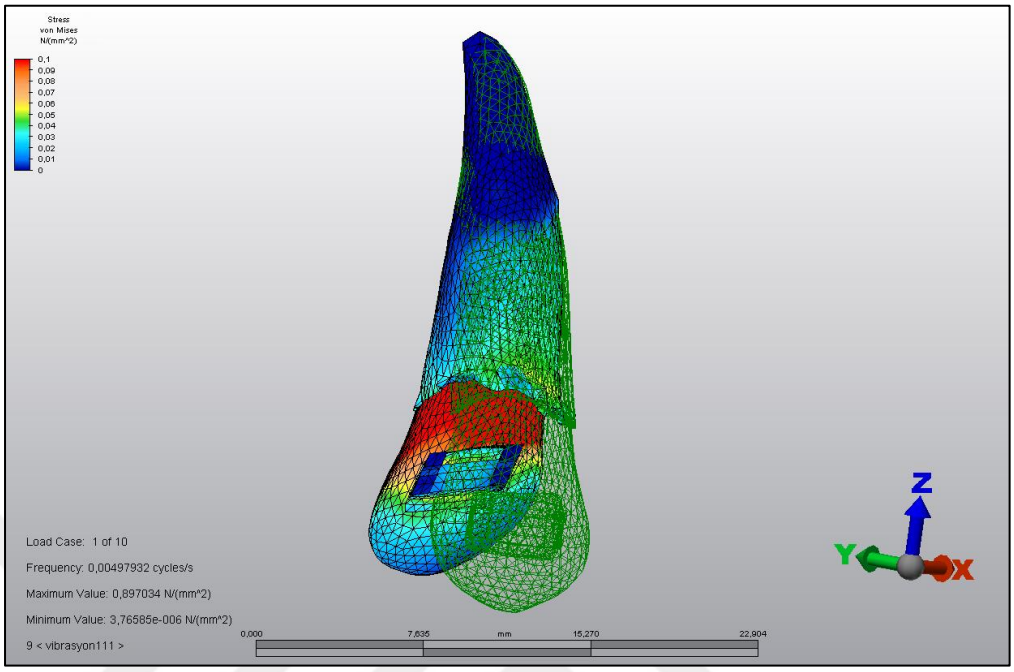
4.3.2.4 Total Yer Değiştirme Değerleri

Model üzerinde yapılan üçüncü analiz sonucu elde edilen toplam yer değiştirme miktarları Şekil 50'de gösterilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde kanin dişin distal yönde uygulanan 150 g kuvvet 111 Hz değerinde vibrasyon kuvveti sonucu kron bölgesinde (0,001787 mm), kole bölgesinde (0,001167 mm), kök bölgesinde ise (0,000648 mm) hareket gözlenmektedir. En fazla hareket kron bölgesinde meydana gelmiştir.

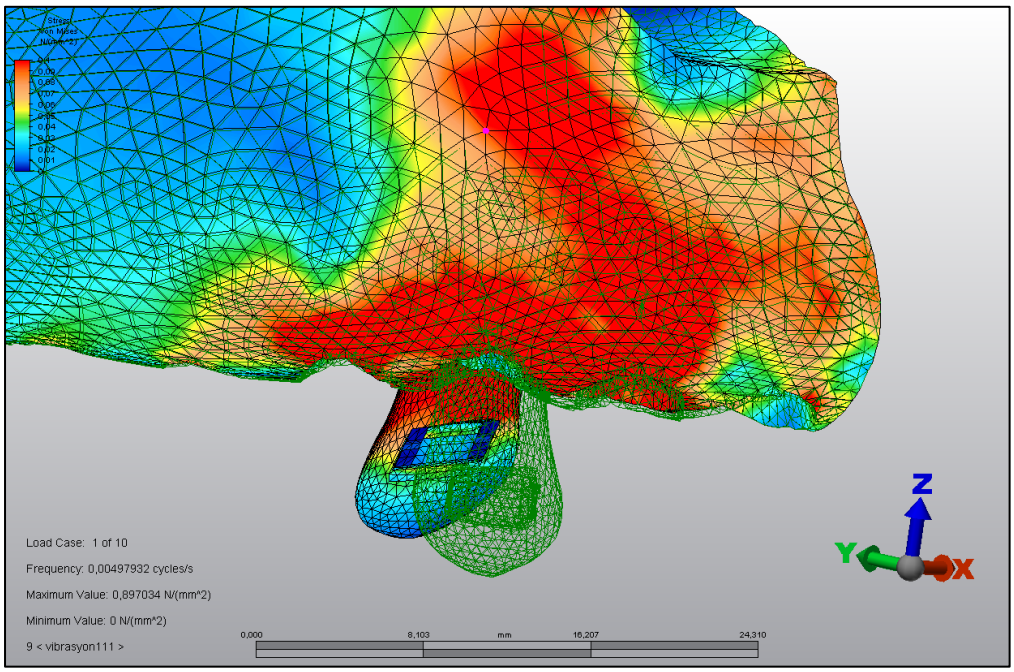


Şekil 50. Üçüncü analiz sonucu elde edilen toplam yer değiştirme miktarları

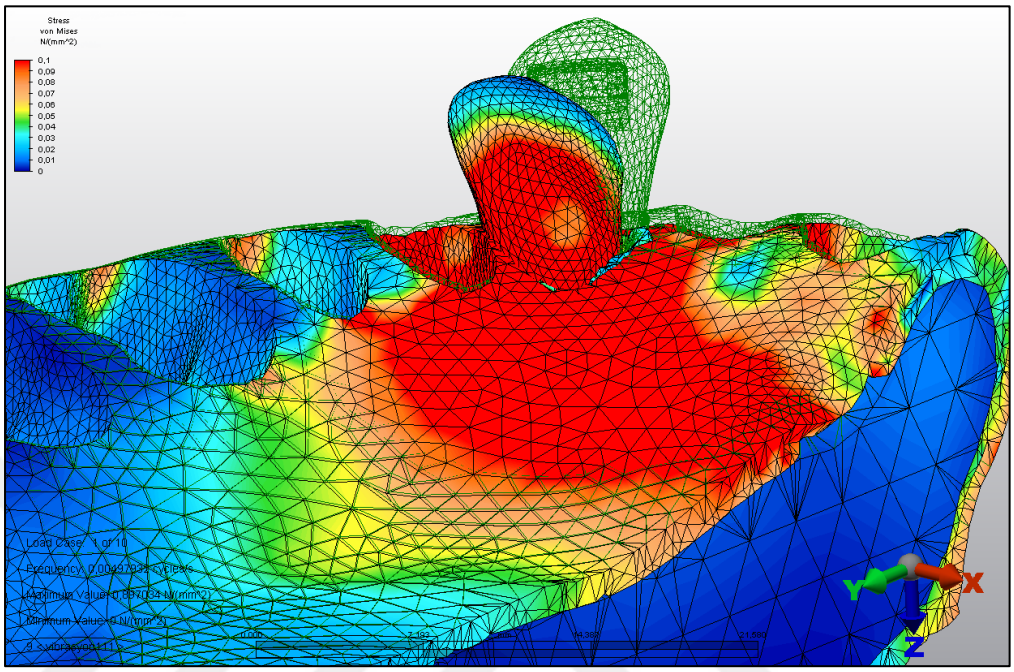
Üçüncü analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması Şekil 51 ve 52'de gösterilmiştir. Analiz sonuçları özetlenecek olursa; kuvvet uygulaması sonucu kanin dişin kronunda distal yönde hareket meydana gelmektedir. Ayrıca kanin dişte intrüzyon ve palatinale doğru hareket görülmektedir. Kanin diş distale doğru kronda fazla kökte daha az olmakla beraber aynı yönde farklı değerlerde hareket etmiştir.



Şekil 51. Üçüncü analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması



(A)



(B)

Şekil 52. A) Kanin diş konumunun çakıştırılması – lateral görünüm

B) Kanin diş konumunun çakıştırılması – okluzal görünüm

Birinci, ikinci ve üçüncü analize ait elde edilen tüm veriler Tablo 3, Tablo 4 ve Tablo 5'te gösterilmiştir.

Yer değiştirme değerleri (mm)	150 gr	150 gr +30 Hz	150 gr +111 Hz
Kron tepesindeki toplam hareket	0,001030	0,002885	0,001787
Kole hizasındaki toplam hareket	0,000627	0,001850	0,001167
Kök ucundaki toplam hareket	0,000061	0,000312	0,000648
X düzleminde kron tepesindeki hareket	-0,000444	0,000206	0,000769
X düzleminde kole hizasındaki hareket	-0,000054	0,000270	0,000600
X düzleminde kök ucundaki hareket	0,000020	0,000069	0,000182
Y düzleminde kron tepesindeki hareket	0,000914	0,002822	0,001503
Y düzleminde kole hizasındaki hareket	0,000613	0,001816	0,000952
Y düzleminde kök ucundaki hareket	-0,000058	0,000282	0,000568
Z düzleminde kron tepesindeki hareket	-0,000168	0,000566	0,000584
Z düzleminde kole hizasındaki hareket	0,000123	0,000224	0,000310
Z düzleminde kök ucundaki hareket	-2,954349e-006	0,000116	0,000255

Tablo 3. Sonlu elemanlar analizinde köpek dişinin düzlemlere göre ve toplam değerde yer değiştirme miktarı (mm) olarak ifade edilmiştir.

1.PM dişin kemik soketi mezial yüzeyi gerilme verileri	150 gr	150gr+30Hz	150gr+111Hz
Maximum principle kortikal kemik değerleri	0,101074	0,087195	0,089916
Minimum principle kortikal kemik değerleri	-0,034279	-0,212897	-0,086842

Tablo 4. Sonlu elemanlar analizinde 1.PM dişe ait minimum ve maksimum asal gerilme değerleri verilmiştir.

Kanin dişe ait gerilme değerleri	Diş yüzeyi	150 gr	150gr+30Hz	150gr+111Hz
Max principle kortikal kemik değerleri	Mezial	0,062900	0,155340	0,080757
Max principle kortikal kemik değerleri	Distal	0,052771	0,147654	0,076761
Max principle kortikal kemik değerleri	Vestibül	0,018374	0,234740	0,122035
Max principle kortikal kemik değerleri	Palatinal	0,007224	0,174444	0,090689
Min principle kortikal kemik değerleri	Mezial	-0,034171	-0,107525	-0,055899
Min principle kortikal kemik değerleri	Distal	-0,063140	-0,102802	-0,053444
Min principle kortikal kemik değerleri	Vestibül	-0,093914	-0,068584	-0,035655
Min principle kortikal kemik değerleri	Palatinal	-0,095582	-0,144310	-0,075023
Max principle spongioz kemik değerleri	Mezial	0,018496	0,033374	0,010687
Max principle spongioz kemik değerleri	Distal	0,014015	0,012484	0,006490
Max principle spongioz kemik değerleri	Vestibül	0,008639	0,021861	0,010687
Max principle spongioz kemik değerleri	Palatinal	0,002097	0,051118	0,026575
Min principle spongioz kemik değerleri	Mezial	-0,008205	-0,045881	-0,023852
Min principle spongioz kemik değerleri	Distal	-0,006449	-0,026721	-0,013892
Min principle spongioz kemik değerleri	Vestibül	-0,006312	-0,023551	-0,013114
Min principle spongioz kemik değerleri	Palatinal	-0,008177	-0,013468	-0,013892

Tablo 5. Sonlu elemanlar analizinde kanin dişe ait minimum ve maksimum asal gerilme değerleri verilmiştir.

BÖLÜM V

TARTIŞMA

5.1 Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Araştırmamızda; üst çenede 1.premolar dişlerin çekimini takiben uygulanan 150 g kuvvet, 150 g kuvvet ve 30 Hz vibrasyon, 150 g kuvvet ve 111 Hz vibrasyon kullanılarak yapılan kanin distalizasyonunda başlangıç kuvvet uygulamasını takiben dişte oluşan yer değiştirme, dişte ve çevre dokularda oluşan gerilme değerleri sonlu elemanlar analizi kullanılarak incelenmiştir.

5.1.1 Gerecin Tartışılması

Sınıf II ortodontik düzensizlikleri tedavi etmek amacıyla pek çok yöntem kullanılmaktadır. Yaş, kooperasyon, maloklüzyon durumu, uygulanacak mekaniğin özellikleri tedavi seçeneklerini belirlemede önem taşımaktadır. Büyüme modifikasyonu, kamuflaj tedavileri, ortognatik cerrahi sınıf II malokluyon tedavisinde seçenekler arasında yer almaktadır. (19,70,224).

Ortodontinin temel hedefi; iyi bir fonksiyon, estetik ve oklüzyon sağlamaktır. Bunu sağlamak ve sınıf II malokluyonları düzeltmek amacıyla kamuflaj tedavisi gereği diş çekimi yapılabilmektedir (70). Bu amaçla genelde üst 1. premolar dişi; çekimi yapılacak olan diş olarak tercih edilmektedir (1,225).

Çekimli ortodontik tedavilerin en önemli aşaması hem fonksiyon hem estetik açıdan büyük öneme sahip olan kanin dişlerinin 1. premolar dişi çekim boşluğuna doğru hareket ettirilmesidir. Tedavinin süresi, verimliliği, hasta memnuniyeti açısından kullanılan aparey, teknik, kuvvet özellikleri önem taşımaktadır (1,19).

Sabit mekanikler ile kanin distalizasyonu sürtünmeli ve sürtünmesiz sistem olmak üzere iki türlü yapılmaktadır. Sürtünmeli sistemde kaninler ark üzerinde kaydırılırken, sürtünmesiz sistemde ise ark ile birlikte hareket ettirilir. Her iki yöntemin de avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır (66).

Sürtünmesiz sistemde kaninlerin ark teli ile birlikte distalize edilmesi loop bükümleri ile gerçekleştirilmektedir. Kuvvet ve moment değerlerinin önceden belirlenebilmesi, hareketin tahmin edilebilir olması avantaj; hasta başında geçirilen zamanın fazla olması ve loopların ağız içi yumuşak dokularda tahriş oluşturabilmesi dezavantajdır (226).

Sürtünmeli sistemde ise kaninlerin ark teli üzerinde kaydırılması esası ile hareket elde edilmektedir (66). Bu sistemin en büyük dezavantajı sürtünme faktörüdür (84). Sürtünmenin sebep olduğu devrilme, kilitlenme, vertikal kontrolde yetersizlik, ankraj kaybı ve keser ekstrüzyonu gibi dezavantajlarının yanında uygulama kolaylığı, hasta başında geçirilen zamanın daha az olması ve diş kavsinin bütününün aynı anda tek bir ark ile kontrol edilebilmesi gibi avantajları da bulunmaktadır (227).

Araştırmamızda kanin distalizasyonu elde etmek amacıyla; sürtünmeyi sistemden elimine etmek için ‘’sürtünmesiz sistem’’den yararlanılmıştır. Kuvvet ve vibrasyonun etkisi incelenmek istendiği için sadece kanin dişin üzerine kuvvet uygulanmış ve herhangi bir loop mekaniği çalışmaya dahil edilmemiştir.

Dişin en kısa zamanda en uzun mesafeyi katedebilmesi için uygulanan kuvvetin sürekli ve optimum şiddette olması gerekmektedir (2). Herhangi bir doku hasarına yol açmadan, maksimum hücresel cevabı oluşturan kuvvet optimum kuvvettir. Diş hareketinin meydana gelebilmesi için uygulanan optimum seviyedeki ortodontik kuvvetin peridontal ligamentte gerilim ve sıkışma alanları oluşturması gerekmektedir. Bu alanlar sayesinde meydana gelen yapım ve yıkım alanları dişin uygulanan kuvvet doğrultusunda hareketini sağlamaktadır (39).

Kanin distalizasyonu elde etmek için uygulanması gereken optimum kuvveti belirlemek için pek çok çalışma yapılmıştır ve bununla ilgili farklı görüşler bulunmaktadır.

Optimum kuvvet miktarı; elde edilmesi planlanan hareketin tipi, kök yüzeyi ve morfolojisi, kemik yapısıyla yakından ilişkilidir (1,2).

Schwarz'a göre periodontal ligamente uygulanacak optimum kuvvet kapiller kan basıncına (20-25g/cm²) eşdeğer olmalıdır. Bu basıncın altındaki kuvvetler herhangi bir reaksiyona neden olmazken, daha ağır kuvvetlerin dokuda nekroz oluşturduğu rapor edilmiştir (12).

Oppenheim ve Begg diş hareketi meydana getirebilen en hafif kuvvetin, ortodontik kuvvet olarak kullanılması gerektiğini savunmuştur (40,41).

Storey ve Smith, kanin distalizasyonu üzerine yaptıkları çalışmada, 150-200 g kuvvetin optimum kuvvet sınırlarında olduğunu rapor etmişlerdir (31,42).

Lee; optimum diş hareketini sağlayan ortalama basıncın 197 gf/cm^2 olduğunu belirtmektedir (42,44). Ricketts ve ark. diş hareketini sağlayan optimum basıncın ise 200 gf/cm² olarak bildirmiş ve bioprogressive tedavi mekanikleri için 100 gf/cm² önermişlerdir (45).

Iwasaki ve ark. ise 18 g kuvvetin etkin diş hareketi oluşturabileceğini ve optimum kuvvetin 100 g'dan daha düşük olması gerektiğini belirtmişlerdir (46).

Reitan kaninlerin paralel hareketi için gerekli olan optimum kuvvetin 250 g olduğunu belirtmiştir (228).

Huffman ve Way yapmış oldukları çalışmada kanin distalizasyonu için 200 g kuvvet uygulamışlar ve çalışmalarının sonunda yuvarlak tel üzerinde kanin distalizasyonu için 200 g'dan daha az miktardaki kuvvetin yeterli olabileceğini belirtmişlerdir (229).

Sueri ve Türk kanin distalizasyonu için süperelastik Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar ile lace-back ligatürlerin etkinliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında maksillanın bir tarafında Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar ile 150 g kuvvet uygularken diğer tarafta ise laceback ligatürleri kullanmışlardır (230).

Araştırmamızda literatür ile uyumlu olması amacıyla distalizasyon kuvveti olarak 150 g uygulanmıştır.

Uygulanacak kuvvetin şiddeti ne kadar önemliyse doğrultusu da bir o kadar önemlidir. Diş hareketlerinin istenilen şekilde gerçekleştirilmesinde dişlerin direnç merkezinin belirlenmesi ve kuvvetin o doğrultuda uygulanması önem taşır (1,2).

Çalışmamızda kuvvet; braket seviyesinde slotun orta noktasından uygulanmıştır.

Pratten ve arkadaşları paslanmaz çelik braketlerin seramik braketlere göre daha düşük sürtünme katsayısına sahip olduğunu bildirmişlerdir (231). Bir diğer çalışmada da metal braketlerin seramik braketlere göre daha pürüzsüz yüzeye sahip oldukları bildirilmiştir (232).

Çalışmamızda kanin distalizasyonu için modelde 0,018x0,025 inç slotlu paslanmaz çelik braket kullanılmıştır.

Biyolojik bir süreç olan ortodontik diş hareketi kemik metabolizmasına bağlı olduğu için uzun zaman almaktadır. Bu durum hem hekim hem de hasta açısından olumsuz sonuçlar doğurmaktadır. Tedavi süresini kısaltmak adına hem çeşitli mekaniklerin, tel ve braket sistemlerinin üzerine araştırmalar yapılmakta hem de kemik rezorpsiyon ve depozisyon süreçlerini hızlandırmak üzerine çalışmalar yapılmaktadır.

Dişler kemik içerisinde hareket ettirildiklerinde basınç bölgesinde osteoklastik aktivite ve gerilim bölgesinde osteoblastik aktivite meydana gelir ve remodeling adı verilen bu yer değiştirme döngüsü ile hareket sağlanır (1,2). Diş hareketini hızlandırmaya yönelik çalışmalar bu döngüye etki etmeyi amaçlamaktadır. Bu amaçla uygulanan pek çok yöntem bulunmaktadır.

Ortodontik diş hareketini hızlandırmak için lokal ya da sistemik ajanların kullanımı, deney hayvanları üzerinde ve laboratuvar ortamında ümit verici sonuçlar vermiş olsa da; klinik olarak mukoza içine yapılan enjeksiyonların hastalar tarafından tolere edilemeyecek kadar ağrılı olduğu rapor edilmiştir (132,233).

Bazı deneysel çalışmalarda ise mekanik kuvvetlere doğru elektriksel akım, palslı elektromanyetik fiziksel uygulamalar, ultrason (LIPUS) ilave edilerek diş hareketinin hızı artırılmaya çalışılmıştır (100,101).

Diş hareketini hızlandırmak amacıyla lazerin kullanılması düşüncesi lazerin yara iyileşmesi ve ağrının azaltılmasındaki olumlu etkisinin görülmesine dayanır (234).

Mekanik etkinin değerlendirilebilmesi ve sonlu elemanlar analizinde uygulanabilmesi açısından mekanik vibrasyon kuvvetleri hızlandırma metodu olarak tercih edilmiştir.

Mekanik vibrasyon kuvvetlerinin diş hareketine olan etkisinin araştırıldığı çalışmalar bulunmaktadır. Leethanakul ve ark.'nın yaptığı klinik çalışmada, vibrasyonun kanin distalizasyonu esnasındaki interlökin (IL)–1b sekresyonuna olan etkisi incelenmiştir. Vibrasyon kuvveti elektrikli diş fırçası kullanılarak elde edilmiştir. Çekimli tedavi gören hastaların bir tarafındaki üst kanin dişine sadece 60 g distalizasyon kuvveti uygulanmış, karşı taraftaki kanin dişine ise hem 60 g distalizasyon kuvveti hem de 125 Hz değerinde vibrasyon kuvveti 2 ay boyunca günde 15 dk uygulanmıştır. Her ay hareket miktarı ve DOS ölçümleri yapılmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda kontrol grubuna göre vibrasyon uygulanan taraftaki diş hareketi ve interlökin (IL)–1b sekresyonu fazla olarak elde edilmiştir ve bu sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (158).

The University of Texas Health Science Center - San Antonio'da yapıldığı söylenen randomize kontrollü klinik çalışmada; premolar çekimli 45 vakada kanin distalizasyonu kontrol grubuna 180 g kuvvet uygulanırken;

deney grubuna 180 g kuvvet ve döngüsel vibrasyon kuvveti üreten Acceledent kullandırılarak incelenmiştir. Kontrol ve deney gruplarının sonuçlarına göre Acceledent seviyeleme sırasındaki diş hareketini kontrol grubuna göre 2.06 kat yani %106, boşluk kapanma oranını ise 1.38 kat yani %38 oranında arttırmıştır (161).

Chung How Kau ve ark.'nın yaptığı klinik çalışmada, döngüsel kuvvet üreten AcceleDent Type 1 cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz 30 Hz, 20 g (0,2 N) kuvvet uygulamaktadır ve günde 20 dk olacak şekilde 6 ay boyunca hastalara kullandırılmıştır. Maksiller ve mandibular kanin dişlerin distalizasyonu sırasındaki diş hareket miktarı değerlendirilmiş mandibulada ortalama 2.1mm, maksillada ise 3.0 mm aylık hareket olduğu bildirilmiştir (162).

Vibrasyon kuvvetlerinin diş hareketinde hızlanmaya yol açtığını savunan çalışmaların yanında, yavaşlattığını savunan çalışmalarda bulunmaktadır. Kalajzic ve ark'nın yaptığı hayvan çalışmasında ise, döngüsel vibrasyon kuvvetlerinin diş hareketi sırasında PDL ve alveoar kemik remodelingi üzerinde etkisini incelemişlerdir. 26 rat üzerinde yapılan bu çalışmada 4 grup oluşturulmuş, 0,4 N ve 30 Hz vibrasyon iki hafta boyunca haftada iki defa 10 dk'lık süreler ile uygulanmıştır. Deney sonrası ratların maksillaları diseke edilmiş ve histolojik olarak incelenmiştir. Sonuç olarak fibrillerde organizayon bozukluğu, alveolar kemikte ise kemik hacminde azalma ile birlikte diş hareketinde yavaşlama olduğu gözlenmiştir (159).

Woodhouse ve ark.'nın Acceledent'in etkisi üzerine yaptığı randomize kontrollü klinik çalışmada hastalar 3 gruba ayrılmış, çekimli tedavide alt çene çapraşıklık indeksi ve kanin dişinin hareketi incelenmiştir. Çalışma sonucunda elde edilen bulgulara göre; acceledent apareyini kullanan, vibrasyon etkisi göstermeyen bir aparey kullanan ve hiç aparey kullanmayan gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır böylelikle; vibrasyon kuvvetlerinin stimülasyon özelliği göstermediği seviyeleme ve diş hareketine etkisi olmadığı sonucuna ulaşılmıştır (163).

Tooth masseuse apareyi, Miles ve ark .'nın yaptığı kontrollü klinik çalışmada ortodontik tedavide diş hareket hızına ve ağrıya olan etkisi açısından incelenmiştir. 66 hasta üzerinde yapılan çalışmada kontrol ve deney grubu randomize olarak belirlenmiş ve deney grubundan 10 hafta boyunca, günde 20 dk aparey kullanımı istenmiştir. Apareyin vibrasyon frekansı 111 Hz and 0.06 N (~6.1 g)'dur. Little's Irregularity Index kullanılarak diş hareket miktarı ve çapraşıklığın düzelme oranı incelenmiştir. Sonuç olarak ise ağrının azalması ve diş hareketine etkisi açısından gruplar arası anlamlı fark bulunmamıştır (165).

Araştırmamızda, yapılan çalışmaların ışığında mekanik vibrasyon kuvvetlerinin kuvvet uygulamasının ilk anında diş hareketleri üzerinde hızlandırıcı etkisi olup olmadığı sonlu elemanlar analizi ile araştırılmıştır.

5.1.2 Yöntemin Tartışılması

Canlı dokularda kuvvet analizlerinin yapılması oldukça zordur. Bu nedenle yapılmak istenen analizler, bilgisayar ortamında oluşturulan modeller üzerinde gerçekleştirilir ve modeller gerçeğe ne kadar yakın olursa oluşacak olan gerilmeler de canlı doku ile o oranda benzerlik gösterecektir (234).

Kuvvet analizlerinin yapılabilmesi için gerilim ölçer analiz yöntemi, fotoelastik analiz yöntemi, holografik interferometre analiz yöntemi, kırılgan vernikle kaplama yöntemi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi gibi yöntemler birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (169-179).

Diş hareketlerinin incelenmesinde gerilim ölçer analiz yönteminin; oluşturulan yapıların fiziksel özelliklerinin gerçek dokuların fiziksel özelliklerini tam olarak yansıtamadığı tespit edilmiştir (172).

Fotoelastik analiz yönteminde, incelenecek yapının fotoelastik malzemeden modeli yapılmaktadır. Oluşturulan modelin karmaşık geometrileri temsil edecek kadar ayrıntılı olarak hazırlanamaması sebebiyle gerçeğe yakın sonuçlar elde edilememektedir (176).

Holografik interferometre analiz yöntemi ile yüzey deformasyonları hassas bir şekilde kaydedilirken bu yöntemle canlı dokularda meydana gelen gerilme bölgelerinin belirlenmesi mümkün değildir (177).

Kırılgan vernikle kaplama yönteminde analiz yapabilmek için pahalı ve hassas aygıtların kullanılacağı bir deney düzeneğinin kurulması gerekmektedir. Hazırlanmış olan modelin tekrar kullanılamaması ve canlı dokular üzerinde oluşan gerilmelerin incelenememesi bu yöntemin dezavantajları arasındadır (178).

Miyakawa ve ark.'nın kuvvet varlığında ortodontik aparey, dişler ve çevre destek dokuları sonlu elemanlar analizi ile inceledikleri çalışmada, sonlu elemanlar analizinin ortodontik diş hareketini sistematik ve kantitatif bir şekilde değerlendirdiği için fotoelastik yönteme göre daha doğru sonuçlar verdiği tespit edilmiştir (236).

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometriye sahip yapıların gerilme, gerinme ve yer değiştirmelerini hassas ve kantitatif olarak inceleyen matematiksel bir yöntemdir (179).

Araştırmamızda; diğer kuvvet analiz yöntemlerinin karmaşık yapıları ayrıntılı bir şekilde modelleyememesi, fiziksel özellikleri tam olarak yansıtamaması ve deney düzeneği gerektirmeleri gibi dezavantajlarından dolayı sonlu elemanlar analizi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda asal gerilmeler, Von mises gerilmeleri ve yer değiştirme değerleri incelenmektedir. Gerilme değerleri incelenecek materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınarak incelenmelidir. Gerilmenin karakterini ve hangi bölgede etkin olduğunu belirtmek için ise asal gerilmeler incelenmelidir. Modelde oluşan en yüksek çekme gerilimini maksimum asal gerilmeler (maximum principal), en yüksek basma gerilimini ise minimum asal gerilmeler (minimum principle) belirtmektedir. Maksimum asal gerilmeler pozitif değere sahipken minimum asal gerilmeler ise negatif

değere sahiptir. Mutlak değeri diğerine göre daha büyük olan gerilme, hangi tip gerilmenin daha etkili oldugunu göstermektedir (187,199,200).

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilecek sonuçlar oluşturulan modelin özelliklerine ve yapısına bağlıdır (213). Analizinin yapılabilmesi için gerekli olan modelleme aşamasında en fazla olarak üç boyutlu inceleme sağlayan CT, CBCT ve MR'dan faydalanılmaktadır (237).

Araştırmamızda üst çenenin üç boyutlu olarak modellenebilmesi için erişkin bir hastaya ait CBCT görüntüsü kullanılmıştır. Ayrıca kullanılan dişler ve ortodontik braket lazer tarayıcılar kullanılarak modellenmiştir.

Analizin dişlerdeki konumsal farklılıklardan etkilenmemesi ve standardizasyon oluşturmak amacıyla kanin dişin eksen eğimleri Roth tarafından belirtilen angulasyon, rotasyon ve tork değerlerine uygun olarak konumlandırılmıştır.

Kuvvet dağılımını etkileyecek en önemli etken kullanılan malzemenin ve dokuların yapısıdır. Malzemenin ve dokuların, elastikiyet modülü ve Poisson oranı olmak üzere iki önemli ayırt edici özelliği bulunmaktadır (238). Araştırmamızda literatür ile benzer elastikiyet modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır (239,240).

Materyaller belirli bir sınıra kadar elastik, daha sonra ise plastik deformasyon göstermektedir. Gerçekte herhangi bir yapının ve materyalin tamamen homojen ve izotropik olması mümkün değildir (238,240). Araştırmamızda kullanılan modeldeki yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir.

Çalışmamızda yaptığımız genellemelerden elde edilen sonuçlar, gerçeklerden biraz farklılık gösterecektir. Ancak; kullanılan modeldeki kuvvet miktarları ile malzemelerin mekanik özellikleri sabit tutulduğu ve analizler birbirlerine göre değerlendirildiği için bilimsel açıdan uygun olduğunu düşünmekteyiz.

Peridontal ligamentin mekanik özellikleri ile ilgili yapılan bazı çalışmalarda bu yapının anizotropik ve non-lineer viskoelastik özellikte olduğu bildirilmiştir (195,241,242).

McGuinness ve ark. periodontal ligamentin, kuvvet uygulamasından hemen sonra meydana gelecek diş hareketlerinin değerlendirilmesi için izotropik ve elastik olarak kabul edilebileceğini bildirmişlerdir(214).

Araştırmamızda ilk anda meydana gelen diş hareketleri değerlendirildiği için modeldeki periodontal ligament yapılarının izotropik, lineer elastik özelliklere sahip olduğu ve kalınlığının tüm dişlerde aynı olduğu kabul edilmiştir. Kuvvet uygulamasını takiben ilk andaki etki incelendiğinde PDL'de çok yüksek oranda stres meydana geldiği için asıl net etkiyi kemik dokuda görmek amacıyla hem kortikal hem spongioz yapıdaki gerilme değerleri esas olarak incelenmiştir.

Literatürde vibrasyonun çeşitli vücut kısımları üzerindeki etkisini inceleyen pek çok çalışma bulunmaktadır. Vibrasyon uygulaması ile ilgili olan analizler kullanılan sonlu elemanlar programına göre farklı isimler almaktadır. Çalışmamızda Algor Fempro programı kullanıldığı için random vibrasyon analizi yapılmıştır.

Random vibrasyon analizi; lineer doğal frekans analizi ve güç-spektral-yoğunluk eğrilerinden veri kullanarak gerçekleştirilir. Vibrasyon frekansı ve enerjinin istatistiksel formu olarak temsil edilir. Analiz; vibrasyon ve kuvvet varlığında birim zamanda meydana gelen yer değiştirme ve stres dağılımlarını belirlemektedir (223).

Guo ve ark'nın L3-L5 lumbar vertebralar üzerinde aksiel döngüsel yüklemelerin viibrasyonel etkisini araştırmak üzere yaptıkları nonlineer sonlu elemanlar analizi çalışmasında 5Hz,10 Hz,20 Hz vibrasyon değerleri rezonans frekans analizi ile ANSYS programı kullanılarak incelenmiştir. Vücut bölgelerinin vibrasyona farklı şekilde cevap verdiği, kemik dokunun aksiel

yüklemeden etkilendiği ve fazla miktarda uygulanırsa zararlı olabileceği vurgulanmıştır (243).

Vibrasyonel kuvvetlerin yeni trabeküler kemik formasyonunu stimule edip etmediğini araştırmak adına yapılan çalışmada fare tibiası üzerine 20-150 Hz arası vibrasyon kuvveti uygulanmış ve sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Araştırma sonucunda 60-70 Hz değerlerinde en güzel sunuçların elde edildiği bildirilmiştir (220).

Santral dişlerin PDL içerisindeki doğal vibrasyon karakteristiğini anlamak ve bunun alveolar kemik ile olan ilgisini araştırmak için yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmasında vibrasyon frekans değerlerinin alveolar kemik kaybını ve periodontal dokuların seviyesini belirleme de kullanılabileceği sonucuna varılmıştır. Bu çalışma da dişe ek vibrasyon kuvveti uygulanmamış, çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu doğal vibrasyon frekansı incelenmiştir (244).

5.1.2.1 Eleman Tipinin Tartışılması

Kompleks vücut geometrisine uygun olan elemanlar genellikle tetrahedral şekillidir. Panigrahi'nin sabit fonksiyonel tedavi ile ilişkili olarak kraniyofasiyal yapılardaki yer değiştirme ve gerilme dağılımını araştırdığı çalışmada, lineer, 4 düğüm noktalı, tetramesh ve üçgensel kabuk eleman kullanılmıştır (245).

Xue ve ark.'nın yaptığı çalışmada, cerrahi destekli hızlı kanin retraksiyonu sırasında meydana gelen stres dağılımını ve en etkili yöntemi belirlemek için kullandıkları sonlu elemanlar analizinde ''solid eleman'' kullanılmıştır (219).

Gautam ve ark.'ının yaptığı çalışmada tetrahedral eleman özelliğinin insan vücudunda bulunan diş ve çevre dokular için ideal olduğu bildirilmiştir (246).

Zhao ve ark.'nın yaptığı çalışmada ortodontik kuvvet yüklemesinin periodontal ligament üzerindeki etkisi incelenmiş ve bunun için ''solid 92

eleman'' tipi tercih edilmiştir. Solid element, 10 noddan oluşan 3D tetrahedron unittir (247).

Meyer ve ark.'nın yaptığı çalışmada ise kemik, PDL matriksi ve dişler solid 187 eleman tipi kullanılarak modellenmiştir. Modelin atipik bir özelliği olarak PDL fibrillerinin gösterilmesi 3D kiriş bölümlerin (LINK10) birleşimi ile elde edilmiştir (248).

Lingual ve labial ortodontik tedavide çekim boşluklarının kapatılması sırasında oluşan diş hareketlerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi isimli tez çalışmasında brick-tetrahedral eleman tipi kullanılmıştır. Modellerin tümünde; dişler, periodontal ligament, kortikal ve spongioz kemik, braketler, tüpler ve ark tellerinin ağ yapısı, 8-nodlu brick elemanlar kullanılarak oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde 6 nodlu kama, 5 nodlu piramit ve 4 nodlu tetrahedral elemanlar da kullanılmıştır (213).

Eleman tipi kullanılan sonlu elemanlar analizi programına göre değişebilmektedir. Bu çalışmada sonlu eleman modelini oluşturmada eleman tipi olarak ''bricks-tetrahedral eleman'' özelliği kullanılmıştır.

5.1.2.2 Eleman Sayısının Tartışılması

Sonlu elemanlar analizinde; model ne kadar detaylı ve kapsamlı olarak elde edilirse simülasyon ile ulaşılan bulgular da o kadar gerçekçi ve hassas olmaktadır (249).

Sonlu elemanlar analizinde sonuçların doğruluğu açısından eleman sayısı önemli bir yere sahiptir. Eleman sayısı arttıkça sonuçlar gerçeğe daha yakın hale gelmektedir. Gerilme değişimlerinin yüksek olduğu bölgelerde eleman sayısı ya da polinom derecesi arttırılarak daha hassas sonuçlar elde edilebilmektedir (203).

Xue ve ark.'nın yaptığı çalışmada, cerrahi destekli hızlı kanin retraksiyonu sırasında meydana gelen stres dağılımını ve en etkili yöntemi belirlemek için kullandıkları sonlu elemanlar analizinde toplamda 416.931

düğüm noktası, 227.784 element, kanin ve üst çene modelinin elde edilmesi için ise 114.643 element kullanılmıştır (219).

Üst kanin distalizasyonunda oluşan değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi isimli tez çalışmasında ortalama 22.500 düğüm noktası, 110.000 element kullanılmıştır (240).

Çalışmamızda anatomik farklılıkların derecesi daha da geliştirilmiş ve daha ince anatomik yapılara yer verilmiştir. Daha hassas sonuçlar elde edebilmek amacıyla diğer çalışmalardan farklı olarak oldukça yüksek sayıda eleman kullanılmıştır. Bu çalışmada çekimli tedavi görecek olan hastanın modelinde toplamda 34.410 düğüm noktası ve 147.942 eleman kullanılmıştır.

5.1.2.3 Malzeme Özelliklerinin Tartışılması

Kompleks geometrik yapıları, sınır koşulları ve farklı malzeme özelliklerinin karışımından dolayı maksiller ve mandibular kemiklerin modellenmesi basit bir işlem değildir (169,170,250).

Kemiğin malzeme özelliklerinin bilinmesi, kemiğin adaptasyonel kabiliyetini anlamak ve kraniyofasiyal iskelete ait sonlu eleman modellerinin hassasiyetini geliştirmek için gereklidir. Materyallere ait mekanik özellikler oldukça komplike olduğu için tüm özellikler sonlu eleman modeline eklenememektedir. Böylelikle durumu basitleştirmek için bazı kabullenmeler yapılmaktadır. Bu kabullenmeler nedeniyle problemin çözümüne bazı hata payları eklenmektedir (204,250).

Materyal özelliklerinde kabullenmeler daha sık olarak tercih edilmektedir. Örneğin, maksillaya ait kortikal ve trabeküler kemiğin organik özellikleri hakkında kesin bir bilgi olmaması nedeniyle yapılan pek çok çalışmada bu yapılara ait Young modülü ve Poisson oranı gibi malzeme özellikleri izotropik, homojen ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Ancak modellenen yapılar canlı dokular olduklarından gerçekte lineer elastik değildir, daha dinamik özelliklere sahiptir ve materyal özellikler ile geometrik yapısı bir

insandan diğerine farklılık göstermektedir. Bu durum problemi daha da karmaşık hale getirmektedir (251,252).

Kuvvet uygulaması ve gerilmeler ile kemik veya dişlerde meydana gelen plastik deformasyonlar gerçek durumda oluşmaz. Sonlu eleman modelinde meydana gelen analitik bulgular oluşturulan modele yüksek oranda bağlıdır bu nedenle, pek çok açıdan gerçek yapıya eşit şekilde yapılandırılmalıdır (252).

Sonlu elemanlar analizi, soruların çözümünde oldukça güçlü bir araçtır, ancak elastik özellikler, yüklemeler veya sınırlamalar hakkında yapılacak olan uygun olmayan kabullenmeler sonuçların hatalı çıkmasına neden olabilmektedir. (202).

Strait ve ark., yaptıkları çalışmada uygun bir sonlu eleman modeli oluşturmak için gerekli olan hassasiyeti araştırmışlar ve türe özgü elastik özelliklerin iyi bilinmesi gerektiğinin aksi takdirde modelde gerçekten farklı durumların oluşma riski olduğunun üzerinde durmuşlardır (253).

Yapılan çalışmalarda parametreler yönünden farklılıklar bulunmasının nedenleri arasında, farklı insan ve hayvan yumuşak dokularının incelenmiş olması ve bireysel doku parametrelerini içeren gerçek değerlerin olmaması sayılabilir (254).

Çalışmamızda daha önceden literatürde belirtilen kortikal ve trabeküler kemik eleastiklik modülü kullanılmıştır. Teorik olarak kemik izotropik malzeme olarak modellenirse, asal gerilmelerin oryantasyon eksenlerinde 45 dereceye kadar hataların olabileceği de gösterilmiştir (255).

5.1.2.4 Sınır Koşullarının Tartışılması

Sınır koşulları kuvvetin uygulama noktası ve cismin sabitlendiği nokta hakkında bilgi vermektedir. Analizi yapılan cisim için geçerli olan sınır şartları, kuvvetin uygulama noktasına göre belirlenmektedir (187,189,190).

Literatürde sonlu elemanlar yönteminin kullanıldığı ve çeşitli teknikler ile maksillada ve dişlerde oluşan yer değiştirme ve gerilme değerlerinin belirlendiği çalışmalarda, maksillaya uygulanan sınır koşulları kortikal kemiğin sona erdiği yerde bulunan düğümlere sıfır serbestlik derecesi verilerek elde edilen sıfır yer değiştirme ve rotasyon olarak tanımlanmıştır (213,240).

Çalışmamızda model üst çene kemiğinin üst bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da ''0'' harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Kuvvet uygulandığında modeller bu bölgelerden destek almaktadır. Destek düzlemleri belirlenirken analiz yapılacak bölgelerden uzakta seçilmiştir. Maksillada antero-posterior, vertikal ve horizontal düzlemlerde oluşabilecek rotasyonlar bu bölgelerin sabitlenmesi ile elimine edilmiştir.

5.2 Model Yapısının Tartışılması

Çalışmamızda aynı kuvvet değeri altında, iki farklı vibrasyon değeri ve vibrasyon olmadan kuvvet uygulaması yapılarak elde edilen üst kanin distalizasyonu sırasında ilk kuvvet uygulamasını takiben meydana gelen gerilme ve yer değiştirmelerin incelenebilmesi amacıyla tek bir model oluşturulmuştur.

Modelde maksilladan üç boyutlu tarama cihazı ile CBCT görüntüleri alınmış ve dijitalize edilerek elde edilen verilerin üç boyutlu modellemede kullanılması sağlanmıştır. Çalısmada kullanılan, üst çeneye ait kanin dişlerinin modellenmesi için Wheeler'ın "Textbook of Dental Anatomy and Physiology" isimli diş anatomisi atlasından yararlanılmıştır (222).

Diş modelleri bu atlastaki anatomik bilgilere dayanılarak alçıdan yapılan modellerin 3 boyutlu SmartOptıcs tarayıcısı ile taranmasıyla elde edilmiştir. Elde edilen tarama görüntüleri Rhinoceros 4.0 3D modelleme programına aktarılmıştır. Literatürde sonlu elemanlar analizi modelinin hazırlanması için kullanılan programlar çeşitlilik göstermektedir. Genel olarak; COSMOS/M, NASTRAN, MSC/PATRAN, ANSYS gibi programlar kullanılmaktadır (85,214,219,220,242,244).

Çalışmamızda Algor Fempro (Autodesk Inc, Pittsburgh, PA, USA) analiz programı kullanılmıştır.

Stres dağılımını etkileyecek en önemli etken kullanılan malzemenin yapısıdır. Literatürdeki çalışmaların çoğunda materyaller homojen, lineer olarak kabul edilmiştir. Malzemenin iki önemli ayırt edici özelliği vardır; Young modülü (elastisite modülüsü) ve Poisson oranlarıdır. Eleman özelliklerinin seçimi de literatürle benzerlik göstermektedir (238,240,241,246).

Modelleme için bricks-tetrahedral elemanlar tecih edilmiştir. Bu elemanların kullanılması, kabuk elemanlar göz önüne alındığında uygulanacak materyaldeki kalınlığın verilmesi açısından önemlidir. Tetrahedral eleman özelliği de irregüler solid materyal için uygundur. Bu özellikler insan vücudunda bulunan diş ve çevre dokular için idealdir (246).

Kanin dişin etrafındaki kortikal ve spongioz kemikteki gerilim değerleri araştırıldığı için sadece kanin dişi üzerinde ve etrafında inceleme yapılmıştır. Kanin dişin anatomik kronunun ortasına gelecek şekilde braket modellenmiştir. Braket kuvvetin iletilme noktası açısından önemlidir (231-232).

150 g değerinde oklüzal düzleme paralel olan distalizasyon kuvveti üç analiz için de ortak olarak uygulanmıştır. Vibrasyonun diş hareketi üzerindeki etkisini inceleyen pek çok çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalarda diş hareketlerinin değişik vibrasyon değerlerinde farklı miktarlarda olduğu görülmektedir.

Literatür doğrultusunda düşük ve yüksek değerlerin etkisini incelemek adına 30 Hz ve 111 Hz uygulanacak vibrasyon değeri olarak seçilmiştir(157-165).

5.3 Bulguların Tartışılması

Sonlu elemanlar analizi kullanılarak, vibrasyonun diş hareketi üzerindeki etkisini inceleyen daha önce yapılmış başka bir çalışma olmadığı için analiz bulguları daha çok kendi içinde ve birbirleri ile tartışılmıştır. Aynı model üzerinde gerçekleştirilmiş olan üç analize ait gerilme ve yer değiştirme bulguları tartışılmıştır.

5.3.1 Birinci Analize Ait Bulgularının Tartışılması

Hazırlanan model üzerinde gerçekleştirilen birinci analizde, kanin dişe braket seviyesinden distal yönlü 150 g kuvvet uygulanmıştır. Kanin dişinde ve dişin çevresindeki dokularda meydana gelen gerilme değerleri ile kanin dişin sagittal, transversal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarı ve total yer değiştirme miktarı tespit edilmiştir. Birinci analize ait yer değiştirme ve gerilme bulguları tartışılmıştır.

5.3.1.1. Gerilme Bulgularının Tartışılması

Her bir anatomik bölge için çeşitli değerlerde Von Mises gerilmeleri bulunduğu için, çalışmamızda sadece maksimum ve minimum gerilme değerleri verilmiştir.

Maksiller kemiğe ait plastik deformasyon sabitleri bilinmediğinden, kemiğin plastik deformasyona uğramadığı, sadece elastik deformasyon gösterdiği kabul edilmiştir. Gerilme değerleri incelendiğinde kanin dişin etrafındaki kemik dokusunun kortikal ve spongioz katmanlarının kuvvete farklı şekillerde tepki gösterdiği görülmüştür. Kanin dişin etrafındaki kortikal kemik katmanında en fazla gerilme mezial kole bölgesinde, en fazla sıkışma ise palatinal, vestibül ve distal kole bölgesinde olmuştur. Spongioz tabakada ise en fazla gerilme mezial kole bölgesinde olmakla beraber distal ve vestibül yüzeylerde de gözlenmektedir. En fazla sıkışma ise palatinal kole bölgesinde görülmüştür.

Çalışmamız Kojima ve ark.'nın yaptığı sonlu elemanlar analizi ile kanin distalizasyonu çalışmalarında gerilme ve sıkışma değerlerinin lokasyonları yönünden benzerlik göstermektedir (85,218).

Gerilme değerlerinin dağılımı incelendiğinde, posterior dişlerin etrafındaki kemik dokuda kuvvet uygulaması sonucu meydana gelen gerilmelerin kanin dişe oranla oldukça az olduğu görülmektedir. Bu bulgu üst kanin distalizasyonunda oluşan değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi isimli tez çalışmasında elde edilen posterior dişlere ait verilerle benzerlik göstermektedir (240).

5.3.1.2. Yer Değiştirme Bulgularının Tartışılması

Araştırmamızda; kuvvet uygulaması sonucu transversal düzlemde meydana gelen en fazla yer değiştirme kanin dişin kron tepesinde ve vestibül yöndedir. Transversal düzlemde distalizasyon kuvvetleri kanin dişin direnç merkezinin labialinden uygulanırsa dişin distopalatal yönde rotasyon yapacağı bildirilmiştir (256). Elde edilen veriler literatürle uyuşmamaktadır.

Araştırmamızda kanin braketlerinin ortasında yer alan braketlerden direnç merkezine yakın kuvvet uygulanmaya çalışılmıştır, kuvvet mezialden uygulandığı için kaninlerde distovestibül rotasyon olduğu düşünülmektedir.

Araştırmamız sonucunda, ön-arka yöndeki en fazla yer değiştirmenin kanin dişin kron tepesinde, distal yönde olduğu görülmektedir. Kanin dişte yer değiştirme kök ucuna doğru gittikçe azalmaktadır. Bu bulgular kanin dişin distal yönde devrildiğini göstermektedir.

Dikey yönde kanin dişin palatinalinde intrüzyon hareketi görülürken kanin dişin kron tepesinde ise ekstrüzyon hareketi gözlemlenmektedir. Kaninin kron tepesindeki ekstrüzyonu mezialden kuvvet uygulanması sonucu meydana gelen rotasyona bağlamaktayız.

Kanin dişi hareket hızı, ayda veya 4 haftada (28 gün) meydana gelen hareketin milimetre olarak ifade edilmesi, örneğin mm/4 hafta, olarak kabul görmüştür. Kanin dişlerin hareket miktarı, uygulanan mekaniğin etkinliğinin

belirlenmesinde önemli bir yer tutmaktadır. Genel olarak, bu konuda yayınlanan makalelere bakıldığında, üst çenede toplam kanin hareketi 1,6- 5,7 mm arasında değişiklik göstermektedir (115).

Sonlu elemanlar analizinde elde edilen yer değiştirme bulguları kullanılan programa, materyal özelliklerine ve tanımlanan katsayılara göre farklılık göstermektedir. Elde edilen veriler ilk andaki kuvvet uygulaması sonucu oluşan değişimleri gösterdiği için süreç değerlendirmesi yapılamamaktadır (213).

Xue ve ark.'nın cerrahi destekli hızlı kanin retraksiyonu sırasında meydana gelen stres dağılımını ve hareket miktarını belirlemek için yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında cerrahi olmayan kanin retraksiyonu, dentoalveolar distraksiyon osteogenezi ve kanin retraksiyonu, periodontal distraksiyon ve kanin retraksiyonu yapılan üç model elde edilmiştir. Analiz sonucunda sadece 150 g kuvvet uygulaması sonucu yani cerrahi olmayan kanin distalizasyonunda en yavaş hareketin olduğu sonucuna varılmıştır(219).

Çalışmamızda en yavaş hareket, sadece 150 g kuvvet uygulaması sonucu elde edilen kanin distalizasyonunda meydana gelmiştir.

5.3.2. İkinci Analize Ait Bulgularının Tartışılması

Hazırlanan model üzerinde gerçekleştirilen ikinci analizde, kanin dişe braket seviyesinden distal yönlü 150 g kuvvet ve 30 Hz değerinde vibrasyon kuvveti beraber uygulanmıştır. Kanin dişinde ve dişin çevresindeki dokularda meydana gelen gerilme değerleri ile kanin dişin sagittal, transversal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarı ve total yer değiştirme miktarı tespit edilmiştir. İkinci analize ait yer değiştirme ve gerilme bulguları tartışılmıştır.

5.3.2.1. Gerilme Bulgularının Tartışılması

Von Mises değerleri oluşan gerilmelerin dağılımı ve yoğunluğunu göstermektedir. Gerilim değerleri kanin dişin hem mezial hem distal yüzeylerinde kronun 1/3 orta ve kole bölgerinde yoğunlaşmıştır. Kron tepesinde ise gerilmenin minimum olduğu görülmektedir. Kemik doku

incelendiğinde ise gerilmelerin kanin dişin çevresinde 1. ve 2. premolar dişlerin mezial ve bukkal kemik soketi boyunca arttığı görülmektedir.

Kanin dişin etrafındaki kortikal kemik katmanında tüm yüzeylerde gerilme değerlerinin sıkışma değerlerinden yüksek olduğu görülmüştür. 1.pm dişin soketinin mezial duvarında ise sıkışma değerinin gerilmeden daha yüksek olduğu görülmüştür. Spongioz tabakada ise kortikal katmanın tam tersi olarak palatinal yüzey hariç tüm yüzeylerde sıkışma değerleri gerilme değerlerinden yüksek bulunmuş palatinal yüzeyde ise gerilme değeri sıkışma değerinden yüksek bulunmuştur.

Vibrasyon uygulaması, sadece kuvvet uygulamasının aksine kortikal kemikteki gerilme, spongioz kemikteki sıkışma değerlerini arttırmıştır. Değerlerin lokasyon ve miktarı, sadece kuvvet uygulaması ile yapılmış çalışmalarla farklılık göstermektedir (85,218).

5.3.2.2. Yer Değiştirme Bulgularının Tartışılması

Yapılan ikinci analizde kuvvet ve vibrasyon uygulaması sonucu transversal düzlemde meydana gelen en fazla yer değiştirmenin kanin dişin singulum hizasında palatal yönde olduğu görülmektedir. Distopalatal yönde hareket kron bölgesine doğru azalma göstermektedir. Kök ucundaki yer değiştirme miktarının daha az olduğu görülmektedir.

Transversal düzlemde distalizasyon kuvvetleri kanin dişin direnç merkezinin labialinden uygulanırsa dişin distopalatal yönde rotasyon yapacağı bildirilmiştir (256). Kuvvet ve vibrasyonun beraber uygulanması bu bulgu ile paralel bir sonuç elde edilmesine neden olmuştur.

Araştırmamız sonucunda, ön-arka yöndeki en fazla yer değiştirmenin kanin dişin kronunda distal yönde olduğu görülmektedir. Kanin dişte yer değiştirme kök ucuna doğru gittikçe azalmaktadır.

Sonuçlar incelendiğinde dikey yönde en fazla yer değiştimenin kanin dişin tüberkül tepesinde intrüzyon hareketi şeklinde olduğu görülmektedir. Kanin diş distale doğru kronda fazla kökte daha az olmakla beraber aynı yönde

farklı değerlerde hareket etmiştir. Dişin yaptığı hareket kontrollü devrilme hareketidir.

Hareket miktarı incelendiğinde 30 Hz ilave vibrasyon uygulamasında kanin dişin daha fazla hareket ettiği görülmüştür. Bu bulgu vibrasyonun diş hareketini hızlandırdığını savunan çalışmalarla uyumludur (158,161,162).

Düşük vibrasyon değerinde daha fazla hareket olması, bu değerin kanin dişin sahip olduğu doğal frekans değerine yakın olması ile ilgili olabilir; fakat bu konu ile ilgili daha fazla çalışma yapılmalıdır.

5.3.3. Üçüncü Analize Ait Bulgularının Tartışılması

Hazırlanan model üzerinde gerçekleştirilen üçüncü analizde, kanin dişe braket seviyesinden distal yönlü 150 g kuvvet ve 111 Hz değerinde vibrasyon kuvveti beraber uygulanmıştır. Kanin dişinde ve dişin çevresindeki dokularda meydana gelen gerilme değerleri ile kanin dişin sagittal, transversal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarı ve total yer değiştirme miktarı tespit edilmiştir. Üçüncü analize ait yer değiştirme ve gerilme bulguları tartışılmıştır.

5.3.3.1. Gerilme Bulgularının Tartışılması

Gerilme değerleri kanin dişin hem mezial hem distal yüzeylerinde kronun 1/3 orta ve kole bölgerinde yoğunlaşmıştır. Kron tepesinde ise gerilmenin minimum olduğu görülmektedir. Kemik doku incelendiğinde ise gerilmelerin kanin dişin hem distalinde hem mezialinde yoğunlaştığı görülmektedir.

Vibrasyon uygulaması, sadece kuvvet uygulamasının aksine kortikal kemikteki gerilme, spongioz kemikteki sıkışma değerlerini arttırmıştır. Değerlerin lokasyon ve miktarı, sadece kuvvet uygulaması ile yapılmış çalışmalarla farklılık göstermektedir (85,218).

5.3.3.2. Yer Değiştirme Bulgularının Tartışılması

Yapılan üçüncü analizde kuvvet ve vibrasyon uygulaması sonucu transversal düzlemde meydana gelen en fazla yer değiştirmenin kanin dişin

tüberkül tepesinde palatal yönde olduğu görülmektedir. Palatal yönde hareket kron bölgesine doğru azalma göstermektedir. Kök ucundaki hareketin ise aynı yönde olmakla beraber kronda daha az olduğu görülmektedir.

Araştırmamız sonucunda, ön-arka yöndeki en fazla yer değiştirmenin kanin dişlerin kronlarında, distal yönde olduğu görülmektedir. Kanin dişlerde yer değiştirme kök uçlarına doğru gittikçe azalmaktadır. Bu bulgular kanin dişlerin distal yönde kontrollü devrilme yaptığını göstermektedir.

Sonuçlar incelendiğinde dikey yönde en fazla yer değiştimenin kanin dişin tüberkül tepesinde intrüzyon hareketi şeklinde olduğu görülmektedir. Kole bölgesinde ve kök ucunda ekstrüzyon hareketi olduğu görülmektedir.

Hareket miktarı incelendiğinde 111 Hz ilave vibrasyon uygulamasında kanin dişin 30 Hz uygulamasına göre daha az, sadece kuvvet uygulamasına göre daha fazla hareket ettiği görülmüştür. Bu bulgu aynı vibrasyon değerinin kullanıldığı klinik çalışma ile uyum göstermemektedir (165).

5.4. Analiz Bulgularının Karşılaştırılmalı Olarak Tartışılması

Aynı model üzerinde farklı kuvvet ve vibrasyon değerleri ile yapılan sonlu elemanlar analizinin bulguları karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

5.4.1 Gerilme Bulgularının Tartışılması

Analizler incelendiğine kortikal kemik katmanı için vibrasyon kuvvetinin uygulandığı ikinci ve üçüncü analizde kanin dişin etrafındaki kemik dokunun maksimum gerilme değerlerinin birinci analize göre her yüzeyde daha fazla olduğu görülmüştür. Bu değerler ikinci analizde üçüncü analize göre de daha fazladır. Maksimum sıkışma değerlerinin ise sadece kuvvet uygulaması olan birinci analizde en fazla olduğu görülmektedir. Spongioz kemik katmanı için ise sadece kuvvet uygulanan birinci analizde maksimum gerilme değerleri diğer iki analize göre daha yüksektir. Maksimum sıkışma değerleri vibrasyon uygulanan ikinci ve üçüncü analizde bire göre daha yüksek olarak bulunmuştur.

Birinci, ikinci ve üçüncü analizde kanin dişin distal yüzeyi minimum principle değerleri incelendiğinde elde edilen bulgulara göre; hem kortikal hem spongioz kemik katmanları için değerlerin ikinci analizde daha yüksek olduğu görülmektedir. Minimum principle değereleri stresin yüksek olduğu yerlerde daha yüksek değer verdiği için 30Hz uygulanan ikinci analizde dişin distal yüzeyinde en fazla miktarda stres birikimi olduğu görülmektedir. Bu bölgede daha fazla kemik rezorbsiyonu meydana geldiği anlamına gelmektedir.

Vibrasyon uygulaması, sadece kuvvet uygulamasının aksine kortikal kemikteki gerilme, spongioz kemikteki sıkışma değerlerini arttırmıştır. Değerlerin lokasyon ve miktarı, sadece kuvvet uygulaması ile yapılmış çalışmalarla farklılık göstermektedir (85,218).

5.4.2 Yer Değiştirme Bulgularının Tartışılması

Yapılan analizler incelendiğinde en fazla total yer değiştirme miktarı 150 g kuvvet ve 30 Hz vibrasyon kuvveti uygulanan ikinci analizde elde edilmiştir. Yer değiştirme miktarı; 111 Hz uygulanan üçüncü analizde, sadece 150 g kuvvet uygulanan birinci analize göre daha fazla olmakla beraber 30 Hz vibrayon uygulamasından daha azdır.

Sedece ‘’X’’ düzlemindeki (transversal düzlem) hareket değerlendirildiğinde üçücü analizde hem kron hem singulum hem de kök seviyesinde diğer iki analize göre daha fazla yer değiştirme olmuştur.

Sadece ‘’Y’’ düzlemindeki (sagittal düzlem) hareket incelendiğinde kron ve singulum seviyesinde ikinci analizde, kök seviyesinde üçüncü analizde daha fazla yer değiştirme elde edilmiştir.

Sadece ‘’Z’’ düzlemindeki (vertikal düzlem) hareket incelendiğinde ise üçüncü analizde hem kron hem singulum hem kök seviyesinde daha fazla yer değiştirme meydana gelmiştir.

The University of Texas Health Science Center - San Antonio’da yapıldığı söylenen randomize kontrollü klinik çalışmada; premolar çekimli 45

vakada kanin distalizasyonu kontrol grubuna 180 g kuvvet uygulanırken; deney grubuna 180 g kuvvet ve döngüsel vibrasyon kuvveti üreten Acceledent kullandırılarak incelenmiştir. Kontrol ve deney gruplarının sonuçlarına göre Acceledent seviyeleme sırasındaki diş hareketini kontrol grubuna göre 2.06 kat yani %106 boşluk kapanma oranını ise 1.38 kat yani %38 oranında arttırmıştır (161). Normal hareket miktarından daha fazla yer değiştirme elde edilmesi klinik bir çalışma olmamasına rağmen bizim çalışmamızla uyumludur.

Woodhouse ve ark.'nın Acceledent'in etkisi üzerine yaptığı randomize kontrollü klinik çalışmada hastalar 3 gruba ayrılmış, çekimli tedavide alt çene çapraşıklık indeksi ve kanin dişinin hareketi incelenmiştir. Çalışma sonucunda elde edilen bulgulara göre; acceledent apareyini kullanan, vibrasyon etkisi göstermeyen bir aparey kullanan ve hiç aparey kullanmayan gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır böylelikle; vibrasyon kuvvetlerinin stimülasyon özelliği göstermediği seviyeleme ve diş hareketine etkisi olmadığı sonucuna ulaşılmıştır (163). Mandibular kanin dişinin incelendiği bu çalışma ile bizim çalışmamız birbiri ile uyumlu sonuç vermemektedir.

Tooth masseuse apareyi, Miles ve ark .'nın yaptığı kontrollü klinik çalışmada ortodontik tedavide diş hareket hızına ve ağrıya olan etkisi açısından incelenmiştir. Apareyin vibrasyon frekansı 111 Hz ve 0.06 N (~6.1 g)'dur. Little's Irregularity Index kullanılarak diş hareket miktarı ve çapraşıklığın düzelme oranı incelenmiştir. Sonuç olarak ise ağrının azalması ve diş hareketine etkisi açısından gruplar arası anlamlı fark bulunmamıştır (165).

BÖLÜM VI

SONUÇ ve ÖNERİLER

6.1 Sonuç

Sınıf II malokluzyon sebebiyle üst birinci premolar dişlerin ortodontik tedavi yapmak amacıyla çekilmesine karar verilen hastanın, tedavinin bir aşaması olarak gerçekleştirilen kanin distalizasyonu safhasında uygulanan 150 g kuvvet, 150 g kuvvet ile beraber 30Hz, 150 g kuvvet ile beraber 111 Hz sonucunda oluşan kuvvetin uygulandığı ilk andaki değişimlerin değerlendirildiği, gerilme ve yer değiştirme dağılımlarının karşılaştırmalı olarak araştırıldığı bu sonlu elemanlar analizi çalışmasında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- Elde edilen modelde kanin distalizasyonu esnasında kuvvet ve vibrasyonun etkilerinin değerlendirilmesi açısından, hastanın mevcut anatomik yapısı üzerinde büyük değişiklikler yapılmadan sonlu eleman modeli yapılandırılmıştır.
- Maksiller kortikal ve spongioz kemiğin malzeme özellikleri izotropik olarak tanımlanmış ve elde edilen bulgulardaki malzeme özelliğine bağlı oluşabilecek hata payı en aza indirilmiştir.
- Toplam yer değiştirme miktarı incelendiğinde; 150 g kuvvet ve 30 Hz uygulanan ikinci analizde en fazla yer değiştirme (0,002885 mm), 150 g kuvvet ve 111 Hz uygulanan üçüncü analizde daha az (0,001787 mm) ve sadece 150 g kuvvet uygulanan birinci analizde ise en az yer değiştirme (0,001030 mm) elde edilmiştir.
- Kortikal kemik katmanında gerilme değerleri, spongioz kemik katmanında ise sıkışma değerleri fazla olduğu zaman diş hareketi daha fazla (2.analiz), tam tersi olarak kortikal kemik katmanında sıkışma

değerleri spongioz kemik katmanında gerilme değerleri fazla olduğunda ise (1.analiz) diş hareketi miktarı daha az bulunmuştur.

- Birinci analizde kanin dişte distovestibül yönde rotasyon olurken ikinci ve üçüncü analizde distopalatal yönde rotasyon eğilimi gözlemlenmiştir.
- Sadece kuvvet uygulama sonucu vertikal yönde dişte ekstrüzyon gözlenirken, vibrasyon ve kuvvet uygulama sonucu intrüzyon gözlenmiştir.
- Çalışmamızda belirli aralık değerindeki vibrasyon kuvvetinin diş hareketini hızlandırdığı sonucuna varılmıştır.
- Statik ve döngüsel kuvvetlerin beraber uygulamasının sadece statik kuvvet uygulamasına göre hareketi hızlandırmada daha etkili olabileceği düşünülmektedir.
- Bu çalışmanın sonuçları, biyolojik değişiklikleri simüle edilen bir model kullanılarak elde edilmiştir. Klinikte, kullanılan distalizasyon kuvvetleri farklılık gösterebileceğinden aynı zamanda vibrasyon kuvveti üreten cihazların hasta kullanımı doğrultusunda sonuç verebileceği düşünüldüğünde ortaya çıkacak değerler bu çalışmada verilenlerden daha farklı olabilir. Bu nedenle çalışmada yer alan veriler, klinik değerlendirmeyi iyileştirmek için referans olarak kabul edilmelidir.
- Diş hareketi esnasında uygun olan kuvvet ve vibrasyon değerlerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi klinik çalışmalara yol göstermesi açısından önemlidir. Hastada oluşacak gerilme ve yer değiştirme değerlerinin tedavi öncesi bilinmesi estetik ve fonksiyonel iyileşmenin en üst seviyede olmasına katkı sağlaması yönünden önemli kabul edilmektedir.

6.2 Öneriler

Araştırmamızın sonucunda elde edilen bulgular, üç farklı durumda kuvvetin ve vibrasyonun mekanik sistemde uygulanması sonucu sadece ilk anda gerçekleşen gerilme ve yer değiştirmeleri göstermektedir.

Özellikle alveol kemiğinin yapısal ve morfolojik farklılıkları, hasta kaynaklı etkenler ve bazı diş hareketlerinin daha uzun zamanda gerçekleşmesi nedeniyle ortaya çıkan sonuçların, klinik ortamda daha farklı olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Dişlerin doğal vibrasyon değerleri ve diş hareketinin hızlandırılması amacıyla kullanılacak olan en ideal vibrasyon aralığının tespit edilmesi amacıyla daha çok çalışma yapılmalıdır.

BÖLÜM VII

KAYNAKLAR

1. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary Orthodontics, St. Louis, 2007 Mosby, Inc.
2. Thilander B, Rygh P, Kaare R. Tissue Reactions in Orthodontics. In: Thomas M.Graber, Vanarsdall RL, Orthodontics: Current Principles and Techniques. St. Louis Mosby, Inc. ,2000,117-191.
3. Reitan K. (1960) Tissue behavior during orthodontic tooth movement. Am J Orthod, 46, 881-890.
4. Rygh P, Brudvik P. The histological responses of the periodontal ligament to horizontal orthodontic loads. In: Berkovitz BB, Moxham BJ, Newman HN, editors. The periodontal ligament in health and disease. St Louis:Mosby,1995.
5. Hotz R. Active supervision of the eruption of the teeth by extraction, Europ. Orthod. Soc.1-15,1947-1948.
6. Asbell MB, “A Brief History of Orthodontics,” August 1990, Vol. 98, Number 2, pp. 176-183 and September 1990 Vol. 98, Number 3, pp. 206-213, with permission from Mosby-Year Book, Inc.
7. Harris CA, The dental art, practical treatise on dental surgery. Armstrong and Berry, Baltimore (1839).
8. Cope Z. Sır John Tomes -A Great Dental Pıoneer. Ann R Coll Surg Engl. 1957 Jan;20(1):1-12.
9. Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;129:469e.1-460e.32.
10. Sandstedt C. Einige beiträge zur theorie der zahnregulierung. Nord Tandlaeg Tidskr 1904;5: 236-56.
11. Oppenheim A. Tissue changes, particularly of the bone, incident to tooth movement. Am Orthod 1911;3:57-67.

12. Schwarz AM. Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. Int J Orthod 1932;18:331-52.
13. Meikle MC. The tissue, cellular, and molecular regulation of orthodontic tooth movement: 100 years after Carl Sandstedt, Eur J Orthod. 2006 Jun;28(3):221-40.
14. Ren Y, Maltha JC, Kuiiperj-Jagtman AM. Optimum force Magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Angle Orthod 2003;73:86-92.
15. Masella RS, Meister M. Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 129:458-68.
16. Henneman S, Von den Hoff JW, Maltha JC. Mechanobiology of tooth movement, Eur J Orthod.,30,299-306.
17. Jr IA, Taddei SR, Souza PEA. Inflamation and Tooth Movement: The role of cytokines, chemokines and growth Factors. Seminars in orthodontics, 2012,18:257-70.
18. Thomas MG, Brainerd FS. Orthodontics Current Principles and Techniques The C.V. Mosby Company,Toronto,(1985).
19. Huang JC, King G, Kapila S. Biological mechanisms in orthodontic tooth movement. In: Nanda R (eds).Biomechanics and Esthetics Strategies in Clinical Orthodontics Philedelphia, Elsevier Saunders,2005:17-28.
20. Stanfeld J, Jones J, Laster L, Davidovitch Z. Biochemical aspects of orthodontic tooth movement. I. Cyclic nucleotide and prostaglandin concentrations in tissues surrounding orthodontically treated teeth in vivo Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986 Aug;90(2):139-48.
21. Cardaropoli D, Gaveglio L.The Influence of Orthodontic Movement to Periodontal Tissue Level. Seminars in orthodontics,2007,13:234-45.
22. Kook SH, Jang YS, Lee JC. Human Periodontal Ligament Fibroblasts Stimulate Osteoclastogenesis in Response to Compression Force Through TNF –a Mediated Activation of CD4+T Cells. Journal of Cellular Biochemistry, 2011, 112:2891-901.

23. Zainal Ariffin SH, Yamamoto Z, Zainol Abidin IZ, Megat Abdul Wahab R, Zainnal Ariffin Z. Cellular and molecular changes in orthodontic tooth movement. The Scientific World Journal,2011,11:1788-803.
24. Von Bohl M, Kuijpers-Jagtman AM. Hyalinization during orthodontic tooth movement: a systematic review on tissue reactions. Eur J Orthod, 2009,31: 30-6.
25. Reitan K, Kvam E. Comperative Behaviour of Human and Animal Tissue During Orthodontic Tooth Movement, Angle Orthod. 1971 Jan;41(1):1-14.
26. Ülgen M. Anomaliler, Sefalometri, Etiyoloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı.3.Baskı İstanbul,1999: 43-72.
27. Davidovitch Z. Cell Biology Associated with Orthodontic Tooth Movement, In: Berkovitz BB, Moxham BJ, Newman HN, editors. The periodontal ligament in health and disease. St Louis: Mosby, (1995).
28. Davidovitch Z, Nicolay OF, Ngan PW, Shanfeld JL. Neurotransmitters, cytokines and the control of alveolar bone remodeling in orthodontics, Dent. Clin. North Am. 1988, 32, 411-35.
29. Chloe Y, Yu JY, Son YO, Park SM, Kim JG, Shi X. Continuously generated H2O2 stimulates the proliferation and osteoblastic differentiation of human periodontal ligament fibroblasts. J Cell Biochem. 2012 Apr;113(4):1426-36.
30. Davidovitch Z. Tooth Movement, Crit Rev Oral Bio Med,1991, 2, 411-50.
31. Burstone CJ. The Biomechanics of Tooth Movement, Vistas in Orthodontics, Lea & Febiger, Philadelphia, 1962.
32. Brudvik P, Rygh P. Multi-nucleated cells remove the main hyalinized tissue and start resorption of adjacent root surfaces, Eur. J. Orthod.1994, 16, 265-73.
33. Rygh P. Ultrastructural changes in pressure zones of human periodontium incident to orthodontic tooth movement, Acta Odontol Scand.1973;31(2):109-22.
34. Okumura E. Light and electron microscopic study of multinucleated giant cells related with the resorption of hyalinized tissues, Nippon Kyosei Shika Gakkai Zasshi, 1982 Sep;41(3):531-55.
35. Nakamura K, Sahara N, Deguchi T. Temporal changes in the distribution and number of macrophage-lineage cells in the periodontal membrane of the rat

molar in response to experimental tooth movement, Arch Oral Biol. 2001 Jul;46(7):593-607.

36. Van Leeuwen EJ, Maltha JC, Kujipers –Jagtman AM. Tooth movement with light continuous and discontinuous forces in beagle dogs. Eur J Oral Sci.1999 Dec;107(6):468-74.
37. Von Böhl M, Maltha JC, Von Den Hoff JW, Kuijpers-Jagtman AM Focal hyalinization during experimental tooth movement in beagle. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004 May;125(5):615-23.
38. Nikolai RJ. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. Am J Orthod 1975;68:290-302.
39. Burstone CJ. Application of Bioengineering to Clinical Orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL Jr, Orthodontics: Current Principles and Techniques, St. Louis Mosby, Inc.,2000.
40. Oppenheim A. Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration. Am J Orthod Oral Surg 1942;28:263-301.
41. Begg PR. Differential force in orthodontic treatment, Am J Orthod. 1956; 42: 481-510.
42. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Aust Dent J, 1952, 56,11-8.
43. Fortin JM. Translation of premolars in the dog by controlling the moment-to-force ratio on the crown. Am J Orthod 1971:59;541-51.
44. Lee BW, The force requirements for tooth movement. Part III: The pressure hypothesis tested. Aust Orthod J. 1996 Mar;14(2):93-7.
45. Ricketts RM, Bench RW, Gugino CF et al. Forces used in bioprogressive therapy, In: Bioprogressive Therapy. Book 1. Denver, Colo: Rocky Mountain Orthodontics; 1978.
46. Iwasaki L R, Haack J E, Nickel J C, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. Am J Orthod 2000;117:175-83.
47. Baumrind S. A Reconsideration of the Property of the Pressure Tension Hypothesis, Am J Orthod. 1969 Jan;55(1):12-22.

48. Mostafa YA, Weaks-Dybrig M, Osdoby P. Orchestration of tooth movement. Am J Orthod, 1983 Mar;83(3):245-50.
49. Grimm FM. Bone bending, a feature of orthodontic tooth movement. Am J Orthod, 1972 Oct;62(4):384-93.
50. Basset CA, Becker RO. Generation of electric potentials by bone in response to mechanical stress. Science, 1962 Sep 28;137(3535):1063-4.
51. Zengo AN, Bassett CA, Pawluk RJ, Prountzos G. In vivo bioelectric potentials in the dentoalveolar complex. Am J Orthod, 1974 Aug;66(2):130-9.
52. Pollack SR, Salzstein R, Pienkowski D. The electric double layer in bone and its influence on stress generated potentials. Calcif Tissue Int, 1984;36 Suppl 1:S77-81.
53. De Angelis V. Observations on the response of alveolar bone to orthodontic force, Am. J. Orthod, 1970 Sep;58(3):284-94.
54. Davidovitch Z, Finkelson MD, Steigman S, Shanfeld JL, Montgomery PC, Korostoff E. Electric currents, bone remodeling and orthodontic tooth movement I- the effect of electric currents on periodontal cyclic nucleotides, Am J Orthod. 1980 Jan;77(1):14-32.
55. Davidovitch Z, Finkelson MD, Steigman S, Shanfeld JL, Montgomery PC, Korostoff E. Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement II- Increase in rate of tooth movement and periodontal cyclic nucleotide levels by combined force and electric current, Am J Orthod. 1980 Jan;77(1):33-47.
56. Borgens RB. Endogenous ionic currents traverse intact and damaged bone, Science. 1984 Aug 3;225(4661):478-82.
57. Bien SM. Hydrodynamic Damping of Tooth Movement J Dent Res. 1966 May-Jun;45(3):907-14.
58. Sandy JR, Farndale RW, Meikle MC. Recent advances in understanding mechanically induced bone remodeling and their relevance to orthodontic therapy and practice, Am. J. Orthod. 1993 Mar;103, 212-22.

59. Verna C, Dalstra M, Lee TC, Cattaneo PM, Melsen B. Microcracks in the alveolar bone following orthodontic tooth movement: a morphological and morphometric study, Eur. J. Orthod, 2004 Oct;26(5):459-67.
60. Noble B. Microdamage and Apoptosis. Eur J Morphol. 2005 Feb-Apr;42(1-2):91-8.
61. Von den Hoff JW. Effects of mechanical tension on matrix degradation by human periodontal ligament cells cultured in collagen gels, J. Periodontal Res. 3003 Oct;38, 449-57.
62. Mullender M, El Haj AJ, Yang Y, Van Duin MA, Burger EH, Klein-Nulend J. Mechanotransduction of bone cells in vitro: mechanobiology of bone tissue, Med Biol Eng Comput. 2004 Jan;42(1):14-21.
63. Phan TC, Xu J, Zheng MH. Interaction between osteoblast and osteoclast: impact in bone disease, Histol Histopathol. 2004 Oct;19(4):1325-44.
64. Gay CV, Weber JA. Regulation of differentiated osteoclasts, Crit Rev Eukaryot Gene Expr. 2000;10(3-4):213-30.
65. Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ. Bio-Progressive Therapy, Part 6: Forces Used in Bio Progressive Therapy. JCO. 1978;12:123-39.
66. Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri, Ege Üniversitesi Basımevi, izmir: 1999;1-82.
67. Marcotte MR. Biomechanics in Orthodontics: B.C. Decker Inc. Toronto, Philedelphia: 1990; 10-20.
68. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod. 1984; 85: 294-307.
69. Ülgen M. Ortodontik Tedavi Prensipleri. 6th ed. Ankara: Ankara Üni. Dishek. Fak; 2003.
70. Nanda R, Kuhlberg A, Uribe F. Biomechanic Basis of Extraction Space Closure In: Nanda R, editor. Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics. St. Louis: Elsevier Inc.2005.
71. Holman JK, Hans MG, Nelson S, Powers MP. An assessment of extraction versus nonextraction orthodontic treatment using the peer assessment rating (PAR) index. Angle Orthod 1998;68:527-34.

72. Perez CA, Alba A, Caputo AA, Chaconas SJ. Canine retraction with J hook headgear, Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1980; 78:538-47.
73. Lane TL. The role of the permanent canines in the race for space. Am J Orthod 1962;48;241-50.
74. Nikolai RJ. The biomechanics of canine retraction with arch wire guidance. Seminars in Orthodontics,2001,3, 182-90.
75. Caputo AA, Chaconas S, Hayashi RK. Photoelastic visualization of the orthodontic forces during canine retraction. Am J Orthod. 1974 Mar;65(3):250-9.
76. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. Am J Orthod. 1985 Sep;88(3):252-60.
77. Lewis PD. Canine retraction. Am J Orthod. 1970; 57, 543-60.
78. Adams CP. The desing and construction of removable orthodontic appliance, Baltimore, 1970, The Williams and Wilkins Co.,77-78.
79. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. Am J Orthod 1980;78:593-609.
80. Thurow, RC.: Edgewise orthodontics,St. Louis,1966 Mosby Inc.
81. Stoner MM. Force control in clinical practice: Am J Orthod. 1960; 46: 163-8.
82. Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps, Angle Orthod. 2001; 71: 364-74.
83. Burstone CJ, Koenig H. Optimizing anterior and canine retraction: Am J Orthod. 1976;70: 1-13.
84. Staggers JA, Germane N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. J Clin Orthod 1991;25:364-9.
85. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canin retraction by sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005;127:542-51.
86. Sonis AL. Comparision of NiTi coil springs vs. elastics in canine retraction, J Clin Orthod. 1994;28, 293-5.
87. Sonis AL, Van der Plas E, Gianelly A. A comparision of elastomeric auxiliaries versus elastic tread a premolar exraction site closure: An in vivo study, Am J Orthod Dentofac Orthop. 1986; 89, 73-8.

88. Daskalogiannakis J, McLachlan KR. Canine retraction with rare earth magnets: An investigation into the validity of the consant force hypothesis, Am J Orthod Dentofac Orthop. 1996;109, 489-95.
89. Benett JC, Mc Laughlin RP. Ortodontic Treatment and the Preadjusted Appliance, 1 st Ed. 1997;94-96, Mosby- Wolfe, Barcelona.
90. Burstone CJ. Rationale of segmented arch. Am J Orthod. 1962 Nov;48:805-22.
91. Gjessing P. A universal retraction spring J Clin Orthod. 1994 Apr;28(4):222-42.
92. Rosvall MD, Fields HW, Ziuchkovski J, Rosenstiel SF, Johnston WM. Attractiveness, acceptability, and value of orthodontic appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop,2009;135:276. e1–12; discussion 76–7.
93. Fisher MA, Wenger RM, Hans MG. Pretreatment characteristics associated with orthodontic treatment duration. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;137:178–86.
94. Geiger AM, Gorelick L, Gwinnett AJ, Benson BJ. Reducing white spot lesions in orthodontic populations with fluoride rinsing. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1992;101:403–7.
95. Bishara SE, Ostby AW. White spot lesions: formation, prevention, and treatment. Semin Orthod. 2008;14:174–82.
96. Segal GR, Schiffman PH, Tuncay OC. Meta analysis of the treatment-related factors of external apical root resorption. Orthod Craniofac Res. 2004;7:71–8.
97. Pandis N, Nasika M, Polychronopoulou A, Eliades T.External apical root resorption in patients treated with conventional and self-ligating brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;134:646–51.
98. Royko A, Denes Z, Razouk G. The relationship between the length of orthodontic treatment and patient compliance. Fogorv Sz. 1999;92:79–86
99. Gkantidis N, Mistakidis I, Kouskoura T, Pandis N. Effectiveness of non-conventional methods for accelerated orthodontic tooth movement: A systematic review and meta-analysis. J Dent. 2014 Oct;42(10):1300-19.
100. Nimeri G, Kau CH, Abou-Kheir NS, Corona R. Acceleration of tooth movement during orthodontic treatment - a frontier in Orthodontics. Prog Orthod. 2013 Oct 29;14:42.

101. Long H, Pyakurel U, Wang Y, Liao L, Zhou Y, Lai W. Interventions for accelerating orthodontic tooth movement A systematic review. Angle Orthod. 2013;83:164–71.
102. Uzuner FD, Darendeliler N. Dentoalveolar surgery techniques combined with orthodontic treatment: a literature review. Eur J Dent 2013;7:257–65.
103. Murphy NC, Bissada NF, Davidovitch Z, Kucska S, Bergman RT, Dashe J, et al. Corticotomy and tissue engineering for orthodontists: a critical history and commentary. Seminars in Orthodontics 2012;18:295–307.
104. Murphy KG, Wilcko TM, Wilcko MW, Ferguson DJ. Periodontal accelerated osteogenic orthodontics: a description of the surgical technique. J Oral Maxillofac Surg. 2009;67:2160-6.
105. Suya H. Corticotomy in orthodontics. In: Hosl E, Baldauf E, editors. Mechanical and biological basics in orthodontic therapy. Heidelberg, Germany: Huthig Buch Verlag; 1991. p. 207-26
106. Kole, H. Surgical operations on the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1959 May;12, 515-29.
107. Anholm JM, Crites DA, Hoff R, Rathbun WE. Corticotomy-facilitated orthodontics. CDA J 1986;14:7-11.
108. Wilcko MT, Wilcko WM. The wilckodontics accelerated osteogenic. orthodontics technique: An overview. Orthotown. 2011;4(6):36-48.
109. Düker J. Experimental animal research into segmental alveolar movement after corticotomy. J Maxillofac Surg. 1975;3:81-4.
110. Frost, H.M. The regional acceleratory phenomenon. Orthop Clin North Am,1981,12, 725-6.
111. Bhattacharya P, Bhattacharya H, Anjum A, Bhandari R, Agarwal DK, Gupta A, Ansar J. Assessment of Corticotomy Facilitated Tooth Movement and Changes in Alveolar Bone Thickness - A Ct Scan Study. J Clin Diagn Res. 2014 Oct, Vol-8(10): ZC26-ZC30.
112. Wilcko WM, Wilcko T, Bouquot JE, Ferguson DJ. Rapid Orthodontics with alveolar reshaping: two case reports of decrowding. Int J Periodontics Restorative Dent 2001;21:9–19.

113. Nowzari H, Yorita FK, Chang HC. Periodontally accelerated osteogenic orthodontics combined with autogenous bone grafting. Compend Contin Educ Dent. 2008,May;29:200-6;quiz 207-18.
114. Wilcko MW, Ferguson DJ, Bouquot JE, Wilcko MT. Rapid orthodontic decrowding with alveolar augmentation: case report. World J. Orthod. 2003,4, 197–205.
115. Hoogeveen EJ, Jansma J, Ren Y. Surgically facilitated orthodontic treatment: a systematic review. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2014 Apr;145:S51-64.
116. Dibart S, Sebaoun JD, Surmenian J. Piezocision: minimally invasive, periodontally accelerated orthodontic tooth movement procedure. Compend Contin Educ Dent 2009;30:342-50.
117. Dibart S, Surmenian J, Sebaoun JD, Montesani L. Rapid treatment of Class II malocclusion with piezocision: two case reports. Int J Periodontics Restorative Dent 2010,Oct;30:487-93.
118. Keser EI, Dibart S. Piezocision-assisted Invisalign treatment. Compend Contin Educ Dent 2011,Mar;32: 46-8, 50-1.
119. Vercellotti T, Podesta A. Orthodontic microsurgery: a new surgically guided technique for dental movement. Int J Periodontics Restorative Dent 2007;Aug;27:325-31.
120. Keser EI, Dibart S. Sequential piezocision: A novel approach to accelerated orthodontic treatment Am J Orthod Dentofacial Orthop 2013,Dec;144:879-89.
121. Huang H, Williams RC, Kyrkanides S.Accelerated orthodontic tooth movement: molecular mechanisms. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2014,Nov;146:620-32.
122. Kisnisci RS, Iseri H, Tuz HH, Altug AT. Dentoalveolar distraction osteogenesis for rapid orthodontic canine retraction. J Oral Maxillofac Surg 2002;60:389-94.
123. Kharkar VR, Kotrashetti SM, Kulkarni P. Comparative evaluation of dento-alveolar distraction and periodontal distraction assisted rapid retraction of the maxillary canine: a pilot study. Int J Oral Maxillofac Surg 2010;39:1074-9.
124. Liou EJ, Huang CS. Rapid canine retraction through distraction of the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998; 114(4):372–82.

125. Kurt G. Distraksiyon osteogenezi yöntemi ile uygulanan hızlı kanin distalizasyonu tekniğinin dentofasiyal yapılar üzerine etkilerinin incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, Ankara, 2005.
126. Yamasaki K, Shibata Y, Imai S, Tani Y, Shibasaki Y, Fukuhara T. Clinical application of prostaglandin E1 (PGE1) upon orthodontic tooth movement. Am J Orthod, (1984),Jun;85,508-18.
127. Ashcraft MB, Southard KA, Tolley EA. The effect of corticosteroid-induced osteoporosis on orthodontic tooth movement. Am J Orthop Dentofac Orthop,1992,Oct,102, 310-9.
128. Tyrovola JB, Spyropoulos MN. Effects of drugs and systemic factors on orthodontic treatment. Quintessence Int. 2001;32:365-71.
129. Reeve J, Zanelli JM. Parathyroid hormone and bone. Clinical Science, 1986,Sep;71, 231-8.
130. Goldie RS, Gregory KJ. Root resorpsion and orthodontic tooth movement in orthodontically treated, calcium-deficient and lactating rats. Am J Orthod. 1984;85:424-430.
131. Collins MK, Sinclair PM. The local use of vitamin D to increase the rate of orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1988 Oct; 94(4):278–84.
132. Hashimoto F, Kobayashi Y, Mataki S, et al. Administration of osteocalcin accelerates orthodontic tooth movement induced by a closed coil spring in rats. Eur J Orthod. 2001;23:535-45.
133. Liu ZJ, King GJ, Gu GM, Shin JY, Stewart DR. Does human relaxin accelerate orthodontic tooth movement in rats? Ann N Y Acad Sci. 2005;May 1041:388–94.
134. Madan MS, Liu ZJ, Gu GM, King GJ. Effects of human relaxin on orthodontic tooth movement and periodontal ligaments in rats. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007; 131(1):8. e1-10.
135. Akin E, Gurton AU, Olmez H. Effects of nitricoxide in orthodontic tooth movement in rats. Am J Orthod Dentofacial Orthop.2004;126:608-14.

136. Kanzaki H, Chiba, M, Arai K, et al. Local RANKL gene transfer to the periodontal tissue accelerates orthodontic tooth movement. Gene Therapy. 2006;13:678–685.
137. Mester E, Spiry T, Szende B, Tota JG. Effect of Laser Rays on Wound Healing, Am. J. Surg. 1971 Oct,122,532-5.
138. Kawasaki K, Shimizu N. Effects of Low-Energy Irradiation on Bone Remodelling During Experimental Tooth Movement in Rats. Lasers Surg. Med. 2000,26, 282-91.
139. Cruz DR, Kohara EK, Riberio MS, Wetter NU. Effects of Low-Intensity Laser Therapy on the Orthodontic Movement Velocity of Human Teeth: A Preliminary Study, Lasers Surg. Med,2004,35, 117-20.
140. Limpanichkul W, Godfrey K, Srisuk N, Rattanayatikul C. Effects of Low Level Laser Therapy on The Rate of Orthodontic Tooth Movement, Orthod. Craniofac. Res. 2006 Feb,9,38-43.
141. Youssef M, Ashkar S, Hamade E, Gutknecht N, Lampert F, Mir M. The Effect of Low Level Laser Therapy During Orthodontic Movement: a Preliminary Study, Lasers Med. Sci. 2008 Jan, 23(1), 27-33.
142. Maylia E, Nokes LD. The use of ultrasonics in orthopaedics— a review. Technol Health Care,1999, 7(1):1–28.
143. Pounder NM, Harrison AJ. Low intensity pulsed ultrasound for fracture healing: a review of the clinical evidence and the associated biological mechanism of action. Ultrasonics,2008, Aug,48 (4):330–8.
144. Jawad MM, Husein A, Alam MK, Hassan R, Shaari R. Overview of non-invasive factors (low level laser and low intensity pulsed ultrasound) accelerating tooth movement during orthodontic treatment. Lasers Med Sci (2014)Jan, 29:367–72.
145. El-Bialy T, El-Shamy I, Graber TM. Repair orthodontically induced root resorption by ultrasound in humans. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004,Aug;126:186-93.
146. Hui Xue, Jun Zheng, Ziping Cui, Xiufeng Bai, Gang Li, Caidi Zhang, Sanhu He, Weihong Li,Shayanne A. Lajud, Yinzhong Duan, Hong Zhou Low-Intensity

Pulsed Ultrasound Accelerates Tooth Movement via Activation of the BMP-2 Signaling Pathway PLOS ONE www.plosone.org July 2013,Volume 8,Issue 7 ,e68926.

147. Kim DH, Park YG, Kang SG. The effects of electrical current from a micro-electrical device on tooth movement. Korean J Orthod.2008;38:337–46.
148. Sakata M, Yamamoto Y, Imamura N, Nakata S, Nakasima A. The effects of a static magnetic field on orthodontic tooth movement. J Orthod 2008;35:249-54.
149. Darendeliler MA, Sinclair PM, Kusy RP. The effects of samariumcobalt magnets and pulsed electromagnetic fields on tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1995;107:578-88.
150. Showkatbakhsh R, Jamilian A, Showkatbakhsh M. The effect of pulsed electromagnetic fields on the acceleration of tooth movement. World J Orthod. 2010;11:e52–e56.
151. Xie L, Jacobson JM, Choi ES, et al. Low-level mechanical vibrations can influence bone resorption and bone formation in the growing skeleton. Bone. 2006;39:1059–66.
152. Jeremy J. Mao, Chung H. Kau, Dawei Liu, Advances in Orthodontic Treatment Sept. 2009 (internet), avaliable from: http://www.ineedce.com
153. Peptan AI, Lopez A, Kopher RA, Mao JJ. Responses of intramembranous bone and sutures upon in vivo cyclic tensile and compressive loading. Bone. 2008 Feb;42(2):432-8.
154. Mao JJ, Wang X, Mooney MP, et al. Strain induced osteogenesis in the craniofacial suture upon controlled delivery of low-frequency cyclic forces. Front Biosc. 2003;8:a10-7.
155. Lau E, Al-Dujaili S, Guenther A, Liu D, Wang L, You L. Effect of low-magnitude, high-frequency vibration on osteocytes in the regulation of osteoclasts. Bone 2006,Jun,46,1508-15.
156. Kulkarni RN, Voglewede PA, Liua D. Mechanical vibration inhibits osteoclast formation by reducing DC-STAMP receptor expression in osteoclast precursor cells Bone. 2013 Dec;57(2):493-8.

157. Nishimura M, Chiba M, Ohashi T, Sato M, Shimizu Y, Igarashi K, Mitanig H. Periodontal tissue activation by vibration: Intermittent stimulation by resonance vibration accelerates experimental tooth movement in rats. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;133:572-83.
158. Leethanakul C, Suamphan S, Jitpukdeebodintra S, Thongudomporn U, Charoemratrote C. Vibratory stimulation increases interleukin-1 beta secretion during orthodontic tooth movement. Angle Orthod. 2015 Mar 26.
159. Kalajzic Z, Peluso EB, Utreja A, Dyment N, Nihara J, Xu M, Cheng J, Uribe F, Wadhwa S. Effect of cyclical forces on the periodontal ligament and alveolar bone remodeling during orthodontic tooth movement. Angle Orthod. 2014;84: 297–303.
160. Yadav S, Dobie T, Assefnia A, Gupta H, Kalajzic Z, Nanda R. Effect of low-frequency mechanical vibration on orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015 Sep;148(3):440-9.
161. AcceleDent™ Increases the Rate of Orthodontic Tooth Movement: Results of a Randomized Controlled Clinical Trial(ınternet),Avaliable from : http://acceledent.com/wpcontent/uploads/2013/04/RCT.pdf,november,2011
162. Kau CH, Nguyen JT, Jeryl D, The clinical evaluation of a novel cyclical force generating device in orthodontics, Ortodontic clinical pactise US, Volume 1 Number 1.
163. Woodhouse NR, DiBiase AT, Johnson N, Slipper C, Grant J, Alsaleh M, Donaldson AN, Cobourne MT. Supplemental vibrational force during orthodontic alignment: a randomized trial. J Dent Res. 2015 May;94(5):682-9.
164. Marie SS, Powers M, Sheridan JJ, Vibratory Stimulation as a Method of Reducing Pain after Orthodontic Appliance Adjustment. J Clin Orthod. 2003 Apr;37(4):205-8.
165. Miles P, Smith H, Weyant R, Rinchuse DJ. The effects of a vibrational appliance on tooth movement and patient discomfort: a prospective randomised clinical trial, Aust Orthod J 2012; 28: 213–8.
166. Moaveni S. Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys. New Jersey: Prentice Hall; 2003.

167. Holzapfel GA. Mechanics of Biological Tissue [electronic resource] / edited by Gerhard A. Holzapfel, Ray W. Ogden. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2006.
168. Nicholson DW. Finite element analysis: Thermomechanics of Solids,2008 CRC Press.
169. Güngör MA, Dündar M, Artunç C. Diş hekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri. EÜ Diş hek Fak Derg 2005;26:107-16.
170. Caputo AA and Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Pub Co Inc. Chicago. 1987.
171. Hancı M, Bozdağ E, Arpacı A: Biyomekanik, İstanbul, 2000 Logos Yayıncılık, 10-55.
172. Szwedowski TD, Whyne CM, Fialkov JA. Toward characterization of craniofacial biomechanics. J Craniofac Surg 2010; 21: 202-7.
173. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. J Dent Res 1955;34:831-8.
174. Zak B. Photoelashtische analyse in der orthodontischen mechanik. A. Stomatol 1935;33: 22-37.
175. Maia LG, de Moraes Maia ML, da Costa Monini A, Vianna AP, Gandini LG Jr. Photoelastic analysis of forces generated by T-loop springs made with stainless steel or titanium-molybdenum alloy. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011 Sep;140(3):e123-8.
176. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 1980;77:396-409.
177. Kumar YM, Ravindran NS, Balasubramaniam MR. Holographic analysis of the initial canine displacement produced by four different retraction springs. Angle Orthod 2009; 79(2):368–72.
178. Kydd WL, Daly CH. The biologic and mechanical effects of stress on oral mucasa. J Prosthet Dent 1982;47:317-29.
179. Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveoler bone: A three-dimensional finite element analysis. Eur J Orthod 2002; 24:21-33.

180. Owen JT. A simple guide to finite elements, Swansea, 1980 Pineridge Press Ltd,136.
181. Zienkiewicz OC, Taylor RL, Zhu JZ. The finite element method: Its Basis and Fundamentals, 2005 Butterworth-Heinemann.
182. Shetty P, Hegde AM, Rai K. Finite element method--an effective research tool for dentistry. J Clin Pediatr Dent. 2010 Spring;34(3):281-5.
183. Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. J Dent Res. 1968 May-Jun;47(3):427-32.
184. Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. Am J Orthod 1971; 59(6):581-8.
185. Eskitaşcıoğlu G, Yurdukoru B. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. AÜ Diş Hek Fak Derg, 1995;22:201-5.
186. Asaro RJ, Lubarda VA. Mechanics of solids and materials, Cambridge,2006 Cambridge University Press.
187. Hughes TJR. The Finite Element Method, New Jersey,1987 Prentice-Hall.
188. Geng JP, Keson BCT, Liv GR. Application of Finite Element Analysis in Implant Destistry: A Review of the Literature. J Prosthet Dent 2001;8:585-98.
189. Marghitu DB. Mechanical Engineer's Handbook. Academic Press; 2001.
190. Franklin FE. Gerilmes Analysis; in: Kutz M, editor. Mechanical Engineers' Handbook. Wiley Interscience; 1998, pp 191-245.
191. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. J Biomech 2002;35:1411-5.
192. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. J Oral Implantol. 1992;18:264-74.
193. McCabe JF, Nayır M. Diş hekimliği Maddeler Bilgisi. İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi 1999,4-24.
194. Hibbeler RC. Mechanics of materials 1991.
195. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. Med Eng Phys 2000; 22:359-70.

196. Gümüş H.Ö. Üç Farklı Dental implant Yiv Tasarımının ve iki Farklı Dental implant Çapının Degisik Yogunluktaki Kemik Üzerinde Olusturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi ile Karsılastırılması. (Doktora Tezi). Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2007.
197. Shigley JE. Mechanical Engineering design,Singapur,1986 McGraw-Hill Book Company.
198. Gallas MM, Abeleira MT, Fernandez JR, Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. Eur J Orthod 2005;27(1):12-6.
199. Nath B. Fundamentals of Finite Elements for Engineers, Athlone Press.1977.
200. Korioth TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. Critical reviews in oral biology and medicine: an official publication of the American Association of Oral Biologists. 1997,8(1):90-104.
201. White RE. An Introduction to the Finite Element Method with Applications to Nonlinear Problems, John Wiley & Sons.1985.
202. Reddy JN. An Introduction to Nonlinear Finite Element Analysis, OUP Oxford.2004.
203. Mansuroğlu Y. Uygun sonlu eleman geometrisinin belirlenmesi ve mesh (ağ) kalitesinin arttırılması.2010 In: http://www.xengineer.net.
204. Pekedis M. Structural Analysis with Meshfree Methods. Ege University: İzmir.2008.
205. Cowin SC, Mehrabadi MM. Identification of the elastic symmetry of bone and other materials. J Biomech. 1989;22(6-7):503-15.
206. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002 Mar-Apr;17(2):231-7.
207. Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002; 122(4):342-8.

208. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, Strait DS. Finite element analysis in functional morphology. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol 2005; 283:259-74.
209. Cook RD, Malkus DS, Plesha ME, Witt RJ. Concepts and applications of finite-element analysis. New York, 2001.
210. Cheung YK, Yeo MF. Practical introduction to finite element analysis, 1979 Pitman Publishing Ltd,180.
211. Şahan FD. Maksillada distraksiyon osteogenezisi ile protraksiyon uygulamasının deneysel olarak incelenmesi. Ankara Üniversitesi. 2002.
212. Peterson J, Wang Q, Dechow PC (2006) Material properties of the dentate maxilla. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol. 2006 Sep;288(9):962-72.
213. Toptan Köne İ. Lingual Ve Labial Ortodontik Tedavide Çekim Boşluklarının Kapatılması Sırasında Oluşan Diş Hareketlerinin Fem Analizi İle İncelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2009.
214. McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament-a finite element study. Angle Orthod 1992;62:15-22.
215. Jafari A, Shetty KS, Kumar M (2003) Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces--a three-dimensional FEM study. Angle Orthod. 2003 Feb;73(1):12-20.
216. Wright KW, Yettram AL. An analytical investigation into possible mechanical causes of bone remodeling. J Biomed Eng 1979; 1(1):41-9.
217. Bai D, Cheng BH, Luo SJ, Lü T. Three-dimensional finite element analysis of maxillary canine during the tooth translationmovement. Sichuan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban. 2004;35:358-60.
218. Kojima Y, Kawamura J, Fukui H. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012 Oct;142(4):501-8.

219. Xue J, Ye N, Yang X, Wang S, Wang J, Wang Y, Li J, Mi C, Lai W. Finite element analysis of rapid canine retraction through reducing resistance and distraction. J Appl Oral Sci. 2014 Jan-Feb;22(1):52-60.
220. Christiansen BA, Bayly PV, Silva MJ, Constrained tibial vibration in mice: a method for studying the effects of vibrational loading of bone. J Biomech Eng. 2008 Aug;130(4):044502.
221. Jiang F, Liu SS, Xia Z, Li S, Chen J, Kula KS, Eckert G, Hounsfield unit change in root and alveolar bone during canine retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015 Apr;147(4):445-53.
222. Wheeler RC. Textbook of Dental Anatomy and Physiology, Philadelphia W.B. Saunders Company,1949.
223. http://knowledge.autodesk.com/support/simulationmechanical/learn-explore/caas/CloudHelp/cloudhelp/2015/ENU/SimMech/files/GUID-04474C1B-394D-46CD-8500-D50A1A0011F3-htm.html.
224. King GJ, Keeling SD, Hocevar RA, Wheeler TT. The timing of treatment for class II malocclusions in children: a literature review. Angle Orthod. 1989;60: 87-96.
225. Alexander RG. The Alexander Discipline, Contemporary Concepts and Philosophies, Ormco Corporation, Glendora, California, USA 1986; 209-49.
226. Dinçyürek Ç. Sınıf I Moderate Ankraj Olgularında Kanin Dişlerinin Distalizasyonunda Kullanılan İki Farklı Kuvvet Sisteminin Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2009.
227. McLaughlin RP, Bennett JC, Trevisi HJ. Systemized Orthodontic Treatment Mechanics,2001,Mosby Inc.
228. Reitan K. Some factors determining the evaluation of force in orthodontics. Am J Orthod 1957;43:32-45.
229. Huffman DJ, Way DC. A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes. Am J Orthod 1983;83:453-9.
230. Sueri MY, Turk T. Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. Angle Orthod 2006;76:1010-4.

231. Pratten D H, Popli K, Germane N, Gunsolly JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990;98:398-403.
232. Smith DV, Rossouw PE, Watson P. Quantified Simulation of Canine Retraction: Evaluation of Frictional Resistance. Semin Orthod 2003;9:262-80.
233. Kobayashi Y, Takagi H, Sakai H, Hashimoto F, Mataki S, Kobayashi K, Kato Y. Effects of local ainistration of osteocalcin on experimental tooth movement. Angle Orthod. 1998 Jun;68(3):259-66.
234. De Nguyen T, Turcotte JY. Lasers in maxillofacial surgery and dentistry. J Can Dent Assoc. 1994 Mar;60(3):227-8, 231-6.
235. Baran, İ. İki tip silindirik endosteal implant altyapı üzerine hazırlanmış üç değişik tüberkül eğimli kron tasarımlarına uygulanan vertikal kuvvetlerin oluşturduğu gerilimlerin "finite element stress analysis" yöntemi ile incelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,1995.
236. Miyakawa O, Shiokawa N, Matsuura T, Hanada K. A new method for finite element simulation of orthodontic appliance-teeth-periodontium-alveolus system. J Biomech 1985;18:277-84.
237. Çifter M. Üst çene posterior dişlerinin mikro-implant destekli intrüzyonunda meydana gelen değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2007.
238. Bişirici G. Üst Anterior Dişlerin Kütlesel Retraksiyonunun Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2008.
239. Collings EW, Welsch G. Materials properties handbook: Titanium alloys, 1995 ASM International.
240. Veli İ. Üst Kanin Distalizasyonunda Oluşan Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi, Doktora Tezi, Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2012.
241. Jones M, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. J Orthod 2001;28:29-38.

242. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002; 122:174-9.
243. Guo LX1, Teo EC, Lee KK, Zhang QH. Vibration characteristics of the human spine under axial cyclic loads: effect of frequency and damping. Spine (Phila Pa 1976). 2005 Mar 15;30(6):631-7.
244. Xin H, Li Y, Zhao L, Guo W. Nonlinear finite element analysis of the vibration characteristics of the maxillary central incisor related to periodontal attachment. Med Biol Eng Comput. 2009 Nov;47(11):1189-95.
245. Panigrahi P, Vineeth V. Biomechanical effects of fixed functional appliance on craniofacial structures. Angle Orthod. 2009 Jul;79(4):668-75.
246. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;135:507-15.
247. Zhao Z, Fan Y, Bai D, Wang J, Li Y. The adaptive response of periodontal ligament to orthodontic force loading - a combined biomechanical and biological study. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008;23 Suppl 1:S59-66.
248. Meyer BN, Chen J, Katona TR.Does the center of resistance depend on the direction of tooth movement?Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010 Mar;137(3):354-61.
249. Holberg C, Holberg N, Schwenzer K, Wichelhaus A, Rudzki-Janson I. Biomechanical analysis of maxillary expansion in CLP patients. Angle Orthod. 2007 Mar;77(2):280-7.
250. Polley JW, Figueroa AA. Rigid external distraction: its application in cleft maxillary deformities. Plast Reconstr Surg. 1998 Oct;102(5):1360-72; discussion 1373-4.
251. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1989 Mar;95(3):200-7.

252. Jinushi H, Suzuki T, Naruse T, Isshiki Y. A dynamic study of the effect on the maxillofacial complex of the face bow: analysis by a three-dimensional finite element method. Bull Tokyo Dent Coll. 1997 Feb;38(1):33-41.
253. Strait DS, Wang Q, Dechow PC, Ross CF, Richmond BG, Spencer MA, Patel BA. Modeling elastic properties in finite-element analysis: how much precision is needed to produce an accurate model? Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol. 2005 Apr;283(2):275-87.
254. Srodon PD, Miquel ME, Birch MJ. Finite element analysis animated simulation of velopharyngeal closure. Cleft Palate Craniofac J. 2012 Jan;49(1):44-50.
255. Cowin SC, Hart RT. Errors in the orientation of the principal stress axes if bone tissue is modeled as isotropic. J Biomech. 1990;23(4):349-52.
256. Shpack N, Davidovitch M, Sarne O, Panayi N, Vardimon AD. Duration and anchorage management of canine retraction with bodily versus tipping mechanics. Angle Orthod 2008;78:95-100.

ÖZGEÇMİŞ

1987 Razgrat/Bulgaristan doğumluyum. 2005 yılında Marmara Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi'nde öğrenim görmeye başladım ve 2010 yılında yüksek lisans eğitimimi dönem birincisi olarak tamamladım. 2011 yılında Ege Üniveristesi Diş hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı' nda doktora eğitimime başladım. Mail adresim ''pasaylin@hotmail.com'dur.''