

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ÜST KANİN DİSTALİZASYONUNDA OLUŞAN
DEĞİŞİKLİKLERİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. İlknur VELİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Törün ÖZER

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2012

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ÜST KANİN DİSTALİZASYONUNDA OLUŞAN
DEĞİŞİKLİKLERİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. İlknur VELİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Törün ÖZER

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR 2012

**Bu çalışma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu
tarafından 10-DH-91 proje numarası ile desteklenmiştir.**

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MÜDÜRLÜĞÜ

“Üst Kanin Distalizasyonunda Oluşan Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi” isimli Doktora Tezi 12.06.2012 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Törün ÖZER
Tezi Teslim Eden : Dt. İlknur VELİ

Jüri Üyesinin

	Ünvanı	Adı Soyadı
Başkan	: Prof. Dr.	Tamer TÜRK
Üye	: Prof. Dr. Dr.	M. İrfan KARADEDE
Üye	: Prof. Dr.	Orhan HAMAMCI
Üye	: Doç. Dr.	İzzet YAVUZ
Üye	: Doç. Dr.	Törün ÖZER

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

12/06/2012
Prof. Dr. Salih HOŞOĞLU
Dicle Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimimde büyük emeği geçen kıymetli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Törün ÖZER'e;

Doktora eğitimime yapmış oldukları katkılardan dolayı değerli klinik hocalarıma ve asistan arkadaşlarıma;

Tezimin hazırlamasında gerekli maddi desteği sağlayan Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu'na;

Tüm doktora eğitimim boyunca maddi olanak sağlayan TÜBİTAK Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı'na;

Koşulsuz şartsız her daim yanımda olan biricik annem, abim ve kardeşim Yağız Can'a;

SONSUZ TEŞEKKÜR EDERİM...

İÇİNDEKİLER

Tez Onayı	III
Teşekkür	IV
İçindekiler	V
Şekiller	VIII
Tablolar	X
Kısaltmalar	X
Özet	XI
Abstract	XIII
 1. Giriş ve Amaç	 1
2. Genel Bilgiler	3
2.1. Ortodontik Diş Hareketi	3
2.1.1. Kuvvet.....	4
2.1.2. Direnç Merkezi, Rotasyon Merkezi ve Moment	6
2.2. Ortodontide Diş Çekimi	9
2.3. Ortodontik Tedavide Çekim Boşlukların Kapatılması ve Ankraj	9
2.3.1. Ankrajın güçlendirilmesi	10
2.3.2. İskeletsel Ankraj	12
2.3.2.1. Mini-vida ile İskeletsel Ankraj	13
2.4. Kanin Distalizasyonu.....	15
2.4.1. Sürtünmeli Sistem.....	16
2.4.2. Sürtünmesiz Sistem	18
2.4.3. Kanin Distalizasyonunda Kuvvet Elemanlarının Kullanılması.....	20
2.5. Kuvvet Analiz Yöntemleri	22
2.6. Sonlu Elemanlar Analizi.....	24
2.7. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar	25
2.7.1. Homojen Cisim.....	25
2.7.2. Eleman (Element)	25
2.7.3. Düğüm Noktası (Node)	25
2.7.4. Ağ yapısı (Mesh) Oluşturma	25

2.7.5. Sınır Şartları (Boundary Conditions).....	26
2.7.6. Kuvvet.....	26
2.7.7. Gerilme (Stress).....	26
2.7.8. Asal Gerilmeler (Principle Stress)	27
2.7.9. Von Mises Gerilmesi	27
2.7.10. Gerinim (Strain).....	28
2.7.11. Elastiklik-Viskoelastiklik	28
2.7.12. Elastiklik Modülü (Young Modülü)	28
2.7.13. Poisson Oranı.....	29
2.7.14. İzotropi ve Anizotropi.....	29
2.8. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları.....	29
2.9. Konu ile ilgili yapılmış benzer çalışmalar	32
3. Gereç ve Yöntem.....	35
3.1. Geometrik Modellerinin Oluşturulması	35
3.1.1. Üst çenenin modellenmesi.....	35
3.1.2. Dişlerin ve periodontal ligamentin modellenmesi.....	37
3.1.3. Braketler ve Tüplerin Modellenmesi	38
3.1.4. Sheath, Transpalatal ark ve Tellerin Modellenmesi	39
3.1.5. Mini-vidaların Modellenmesi	39
3.1.6. Model Setlerinin Oluşturulması.....	40
3.1.6.1. Birinci modelin oluşturulması.....	40
3.1.6.2. İkinci modelin oluşturulması.....	40
3.2. Matematiksel modellerin oluşturulması.....	43
3.2.1. Ağ Yapının Oluşturulması.....	43
3.2.2. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması	44
3.2.3. Sınır Koşullarının Tanımlanması.....	45
4. Bulgular.....	46
4.1. Birinci Modele Ait Bulgular.....	47
4.1.1. Mini-vida ve çevresindeki gerilme değerleri.....	47
4.1.2. Dişlerdeki gerilme değerleri	49
4.1.3. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler	53
4.1.4. Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeler	55

4.1.5. Vertikal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler	57
4.2. İkinci Modele Ait Bulgular	62
4.2.1. Dişlerdeki Gerilme değerleri	62
4.2.2. Transversal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler	65
4.2.3. Sagittal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler	66
4.2.4. Vertikal Yöndeki Yer Değiş-tirmeler	68
5. Tartışma.....	73
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	73
5.2. Modellerin Yapısının Tartışılması.....	80
5.2.1. Birinci Modelin Yapısının Tartışılması.....	80
5.2.2. İkinci Modelin Yapısının Tartışılması.....	84
5.3. Bulguların Tartışılması	85
5.3.1. Birinci Modelin Bulgularının Tartışılması	85
5.3.1.1. Mini-vidalarda Oluşan Değişikliklerin Tartışılması.....	85
5.3.1.2. Dişlerde Oluşan Değişikliklerin Tartışılması	87
5.3.2. İkinci Modelin Bulgularının Tartışılması	89
5.3.2.1. Dişlerde Oluşan Değişikliklerin Tartışılması.....	89
5.3.2.2. Transpalatal Arklarda Oluşan Değişikliklerin Tartışılması	90
5.4. Modellerin Bulgularının Karşılaştırılmalı Olarak Tartışılması.....	91
6. Sonuçlar ve Öneriler	94
6.1. Sonuçlar.....	94
6.2. Öneriler.....	95
Kaynaklar	96
Özgeçmiş.....	116

ŞEKİLLER

Şekil 1: Erişkin bir hastaya ait CBCT görüntüsü	36
Şekil 2: Interactive Segmentation yöntemi ile kemik dokusunun ayrıştırılması.....	36
Şekil 3: Dişlerin modellenmesi	37
Şekil 4: Periodontal ligamentin modellenmesi	37
Şekil 5: Diş soketlerinin elde edilmesi.....	38
Şekil 6: Araştırmada kullanılan braketler	38
Şekil 7: Araştırmada kullanılan sheath ve transpalatal arklar	39
Şekil 8: Araştırmada kullanılan mini-vidalar	39
Şekil 9: Birinci modelin önden, yandan ve oklüzalden görünümü	41
Şekil 10: İkinci modelin önden, yandan ve oklüzalden görünümü	42
Şekil 11: Matematiksel modellerin oluşturulması	43
Şekil 12: 8 düğümlü 3D Brick eleman	44
Şekil 13: Mini-vida çevresindeki gerilmeler.....	47
Şekil 14: Mini-vida çevresindeki maksimum ve minimum gerilme değerleri.....	48
Şekil 15: Birinci modelde analiz sonucu kronlardaki gerilmeler.....	49
Şekil 16: Birinci modelde analiz sonucu anterior dişlerdeki gerilmeler	50
Şekil 17: Birinci modelde analiz sonucu posterior dişlerdeki gerilmeler	50
Şekil 18: Birinci modelde dişlerdeki maksimum ve minimum gerilme değerleri	52
Şekil 19: Birinci modelde kronlarda oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler ..	53
Şekil 20: Birinci modelde anterior dişlerde transversal yöndeki yer değiştirmeler ...	54
Şekil 21: Birinci modelde posterior dişlerde transversal yöndeki yer değiştirmeler .	54
Şekil 22: Birinci modelde kronlarda oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler	55
Şekil 23: Birinci modelde anterior dişlerde sagittal yöndeki yer değiştirmeler.....	55
Şekil 24: Birinci modelde posterior dişlerde sagittal yöndeki yer değiştirmeler	56
Şekil 25: Birinci modelde kronlarda oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler	57
Şekil 26: Birinci modelde anterior dişlerde vertikal yöndeki yer değiştirmeler	58
Şekil 27: Birinci modelde posterior dişlerde vertikal yöndeki yer değiştirmeler	58
Şekil 28: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Oklüzal görünüm).....	59

Şekil 29: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Labialden görünüm).....	59
Şekil 30: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Bukkalden görünüm)	61
Şekil 31: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Palatinalden görünüm).....	61
Şekil 32: İkinci modelde analiz sonucu kronlardaki gerilmeler.....	62
Şekil 33: İkinci modelde analiz sonucu anterior dişlerdeki gerilmeler.....	63
Şekil 34: İkinci modelde analiz sonucu posterior dişlerdeki gerilmeler	63
Şekil 35: İkinci modelde dişlerdeki maksimum ve minimum gerilme değerleri	65
Şekil 36: İkinci modelde kronlarda oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler	65
Şekil 37: İkinci modelde anterior dişlerde transversal yöndeki yer değiştirmeler.....	66
Şekil 38: İkinci modelde posterior dişlerde transversal yöndeki yer değiştirmeler ...	66
Şekil 39: İkinci modelde kronlarda oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler.....	67
Şekil 40: İkinci modelde anterior dişlerde sagittal yöndeki yer değiştirmeler.....	67
Şekil 41: İkinci modelde posterior dişlerde sagittal yöndeki yer değiştirmeler.....	68
Şekil 42: İkinci modelde kronlarda oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler	68
Şekil 43: İkinci modelde anterior dişlerde vertikal yöndeki yer değiştirmeler.....	69
Şekil 44: Birinci modelde posterior dişlerde vertikal yöndeki yer değiştirmeler	69
Şekil 45: İkinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Oklüzal görünüm).....	70
Şekil 46: İkinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Labialden görünüm).....	71
Şekil 47: İkinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının karşılaştırılması (Bukkalden görünüm)	71
Şekil 48: 1. ve 2. modeldeki yer değiştirme miktarlarının karşılaştırılması	72

TABLolar

Tablo 1: Araştırmamızda kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları	44
Tablo 2: Araştırmamızda kullanılan malzeme değerleri	44

KISALTMALAR

gr: Gram

M/F: Moment/kuvvet

3D: Üç boyutlu

N: Newton

TPA: Transpalatal ark

mm: milimetre

Ni-Ti: Nikel-Titanyum

SS: Paslanmaz çelik

Co-Cr-Ni: Kobalt-krom-nikel

°: Derece

CBCT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

FEM : (Finite Element Method) Sonlu Elemanlar Metodu

mm² : Milimetrekare

N/mm²: Newton/ milimetrekare

ÖZET

Günümüzde ankraj kontrolü, ortodontik tedavilerin başarısında önemli bir faktördür ve kanin distalizasyonu için çeşitli ankraj teknikleri dizayn edilmiştir. Bu çalışmanın amacı; iki farklı ankraj ünitesi ile yapılan kanin distalizasyonu sırasında, kuvvet uygulamasını takiben ilk anda meydana gelen değişimlerin üç boyutlu (3D) sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesidir.

Kaydırma mekanikleri ile yapılan kanin distalizasyonunu, ankraj olarak kullanılan dişler ve ankraj ünitelerinde meydana gelen değişimleri simüle etmek amacıyla 2 adet 3D sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. 111141 eleman ve 22549 düğümden oluşan ilk modelde, mini-vidalar iskeletsel ankraj ünitesi olarak kullanılmış ve kanin braketlerinin ortasına yerleştirilen vertikal çıkıntılardan mini-vidalara doğru distal yönde 150 gr kuvvet uygulanmıştır. 109320 eleman ve 23400 düğümden oluşan ikinci modelde ise, ankraj ünitesi olarak 2 adet transpalatal ark kullanılmış ve kanin braketlerinin ortasına yerleştirilen vertikal çıkıntılardan birinci molar tüpünün ortasına yerleştirilen vertikal çıkıntıya doğru distal yönde 150 gr kuvvet uygulanmıştır. Ortodontik kuvvet uygulamasını takiben yer değiştirme ve stres dağılımı 3D olarak analiz edilmiştir.

Bu çalışmanın sonuçları, mini-vidaların kuvvet yönünde yer değiştirdiğini ve kuvvet uygulanan mini-vidadaki en fazla stres alanının boyun bölgesinde yoğunlaştığını göstermiştir. Transpalatal arklar, molar dişlerde başlangıçta meydana gelen hareketleri engellememiştir. İlk modelde posterior dişlerin kronları distale doğru yer değiştirmiştir. Ayrıca santrallerde ve lateral dişlerin mezioinsizalinde intrüzyon görülürken kaninlerde ve laterallerin distoinsizallerinde ekstrüzyon hareketi gözlemlenmiştir. İkinci modelde ise posterior dişlerin kronları distale doğru yer değiştirmiş ve daha çok santral ve laterallerde olmak üzere tüm anterior dişlerde ekstrüzyon hareketi görülmektedir. Her iki modelde de kaninlerde distopalatal yönde rotasyon meydana gelmiştir.

Sonuç olarak bu tez çalışmasında sonlu elemanlar analizi kullanılarak; iki farklı ankraj sistemiyle yapılan kanin distalizasyonunda kuvvetin ilk uygulandığı anda meydana gelen değişiklikler belirlenmiştir.

Anahtar Sözcükler:

1. Ortodonti
2. Ankraj
3. Kanin distalizasyonu
4. Mini-vida
5. Transpalatal ark
6. Sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

Today, anchorage control is an important factor in the success of orthodontic treatment and various anchorage techniques have been designed for canine distalization. The purpose of this study was to evaluate the initial changes following force application during canine distalization with two different anchorage units by using a 3-dimensional (3D) finite element analysis (FEA).

Two 3D finite element models were generated to simulate the distalization of maxillary canine by sliding mechanics and any associated movement of the anchor teeth and anchorage units. In the first model consisting of 111141 elements with 22549 nodes, mini-screws were used as skeletal anchorage units and 150-gr force was applied distally from the vertical hook placed in the middle of the canine bracket to the mini-screw. In the second model consisting of 109320 elements with 23400 nodes, two transpalatal arches were used as anchorage units and 150-gr force was applied distally from the vertical hook placed in the middle of the canine bracket to the vertical hook placed in the middle of the first molar tube. Three-dimensional (3D) features of displacement and stress distribution were analyzed following application of orthodontic force.

The results of this study showed that the mini-screws displaced towards the direction of force and the highest stress areas in the loaded miniscrews appeared around the neck. The presence of transpalatal arches (TPA) did not prevent the initial molar movement. In the first model, the crowns of posterior teeth displaced distally. Also while intrusion was observed in the mesio-incisal aspects of central and lateral incisors, extrusion was observed in the disto-incisal aspects of the canines and laterals. In the second model, the crowns of posterior teeth displaced mesially and intrusion was observed in all anterior teeth mostly in central and lateral incisors. In both models, the canines rotated distopalatally.

In conclusion, initial changes at the time of force application during canine distalization with two different anchorage systems were determined in the present dissertation by using finite element analysis.

Key Words:

1. Orthodontics
2. Anchorage
3. Canine distalization
4. Mini-screw
5. Transpalatal arch
6. Finite element analysis

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Ortodontik diş hareketi; uygulanan kuvvetin büyüklük, yön, moment/kuvvet oranı gibi özelliklerinden ve periodontal dokuların fizyolojik yapısından etkilenmektedir (1).

Kanin distalizasyonu ortodontik tedavilerin en önemli safhalarından biri olup distalizasyon amacıyla birçok yöntem kullanılmaktadır (2,3). Kanin distalizasyonu amacıyla kullanılan yöntemler genel olarak hareketli ve sabit olmak üzere iki ana başlık altında toplanmakta (4) ve sabit kanin distalizasyon yöntemleri de, sürtünmeli (ark teli ile birlikte) ve sürtünmesiz (ark teli üzerinde) sistemler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (2).

Çekimli ortodontik tedavilerde kanin distalizasyonu sırasında üç boyutlu kontrolün sağlanması ortodontik tedavinin stabilitesi açısından büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle tedavinin ilk safhasından itibaren uygulanacak kuvvet sistemlerine dikkat edilmesi ve bu kuvvetlerin etkilerinin iyi bilinmesi gerekmektedir (5).

Ankraj kontrolü ortodontik tedavilerin başarısında göz önünde bulundurulması gereken önemli bir faktördür (6). İstenmeyen diş hareketine karşı direnç olarak tanımlanan ankraj, dental ve iskeletsel anomalilerin tedavisi için bir ön koşuldur (7). Bu nedenle, ortodontik tedavi planlamasının temel parçası olan ankraj dizaynı; dental, iskelet ve yumuşak doku değişikliklerini içeren nihai tedaviyi etkilemektedir.

Günümüzde ankrajın artırılması amacıyla pek çok yöntem kullanılmaktadır. Ağız dışı apareylerin kullanımının en iyi ankraj artırma yöntemi olduğu bildirilmesine rağmen (8) hasta kooperasyonuna bağlı olması, maksiller kompleks üzerindeki istenmeyen yan etkileri ve yaralanma riski (9) nedeniyle başarı oranı azalmaktadır. Palatal ya da lingual arklar, Nance apareyi ve intermaksiller elastikler gibi en iyi bilinen ağız içi apareylerin de protrüzyon, ekstrüzyon ve bazı dişlerde devrilme hareketine yol açması gibi istenmeyen yan etkileri bulunmaktadır (10).

Son zamanlarda geçici ankraj üniteleri olarak tanıtılan mini-vidalar ortodontik tedaviler sırasında kanin distalizasyonu, en-masse retraksiyon, molarların dikleştirilmesi, distalizasyonu gibi çeşitli amaçlar için kullanılmaktadır (11-13).

Mini-vidaların dental implantlara, onplantlara ya da mini-plaklara göre küçük boyutlu olmaları, yerleştirilme sahasının geniş olması, bekleme süresinin olmaması ya da çok az olması, laboratuvar prosedürü gerektirmemesi, yerleştirme-çıkarma işlemlerinin kolaylığı ve düşük maliyet gibi avantajları bulunmaktadır (14).

Ortodontik tedaviler sırasında sabit mekaniklerle oluşturulan kuvvet sistemleri bazı durumlarda arzu edilen sonuçları vermemekte ve istenmeyen diş hareketleri oluşmaktadır. İstenmeyen diş hareketlerini önlemek ve hedeflenen sonuçlara en kısa zamanda ulaşabilmek amacıyla uygulanacak kuvvet sistemlerinin etkilerinin öngörülmesi klinisyenler için faydalı olacaktır.

Mühendislikte gerilim ve gerinimlerin değerlendirilmesi amacıyla başarılı bir şekilde uygulanan (15) sonlu elemanlar analizi, diş hareketlerinin simülasyonunda ve ortodontik mekaniklerin en uygun şekle getirilmesinde kullanılan etkili bir yöntemdir (16-19).

Sonlu elemanlar analizi heterojen malzeme özellikleri içeren düzensiz geometriye sahip katılara uygulanabildiği için dişlerin yapısal davranışını değerlendirmek için son derece uygun bir yöntemdir (20). Sonlu elemanlar analizi; dentoalveoler komplekste oluşan fizyolojik reaksiyonların anlaşılabilmesi için ortodontistlere nicel veriler sağlamaktadır (21). Daha spesifik olarak bu tür sayısal teknikler, bireysel dokuların reaksiyonlarının ve etkileşimlerinin daha iyi anlaşılmasını sağlamaktadır (18).

Bu çalışmanın amacı; üst birinci premolar çekimli sabit ortodontik tedavi sırasında iki farklı ankraj ünitesi kullanılarak yapılan kanin distalizasyonunda dişler ve çevre yapılar üzerinde kuvvet uygulaması sonrası ilk anda oluşan etkilerin bilgisayar ortamında 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirerek klinik çalışmalara rehber olmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontik Diş Hareketi

Ortodontik diş hareketi; belirli bir süre, yeterli büyüklükte kuvvet uygulandığında alveol kemik soketinde remodeling olayının gerçekleşmesi sonucunda dişin hareket etmesidir (22,23).

Kemik yapının boyutundaki veya şeklindeki değişikliği ifade eden remodeling; kemiğin periosteal ve endosteal yüzeyleri boyunca meydana gelen apozisyon ve rezorpsiyon olaylarından oluşmaktadır (24,25). Apozisyon kemik yapımını, rezorpsiyon ise kemik yıkımını ifade etmektedir (26) ve bunlar mekanik faktörler tarafından kontrol edilmektedir.

Ortodontik diş hareketinin meydana gelmesinde başlıca sorumlu olan yapı, kemik cevabını uyaran periodontal ligamenttir (22). Dişlerin kökleri ve alveol kemik soketi arasında yer alan periodontal ligament yaklaşık 0.25 mm kalınlığında olup sement ile kemik soket duvarı arasında uzanan kollajen fibrillerden, hücresel elemanlardan, kapillerlerden, sinir fibrillerinden ve doku sıvısından meydana gelmektedir. Bu doku çiğneme kuvvetleri sonucu dişe etkiyen basınçları absorbe edici özellik gösterir (22,23).

Bir dişe kuvvet uygulaması sonucunda diş, alveol soket duvarına doğru yer değiştirir. Bu yer değiştirme sonucu diş hareketinin başlaması 3 şekilde açıklanmaktadır (27):

a. Piezoelektrik (Biyoelektrik) teorisi: Piezoelektrik teoriye göre uygulanan kuvvet etkisiyle şekil değişikliği sonucu doku sıvısındaki iyonların hareketi, elektrik akımı oluşturmaktadır. Meydana gelen bu elektrik akımına "piezoelektrik" denilmektedir. Şekil değişikliğine uğrayan kemiğin konkav yüzeyinde negatif elektrik yükü, konveks yüzeyinde ise pozitif elektrik yükü meydana gelmektedir. Negatif elektrik yükünün olduğu yüzeyde kemik apozisyonu ve pozitif elektrik yükünün olduğu yüzeyde ise kemik rezorpsiyonu oluşmaktadır (22,23,28).

b. Basınç-gerilim teorisi: 1932 yılında Schwartz tarafından ileri sürülen basınç-gerilim teorisi en basit ve en çok kabul edilen teoridir. Uygulanan kuvvet yönünde periodontal ligamentteki damarların sıkışması ile kan akımının azalması ve ters tarafta gerilme sonucu kan akımındaki artışla birlikte, çeşitli kimyasal ajanların (prostaglandinler, sitokinler vb.) salınımı sonucunda hücresel değişiklikler

başlamaktadır. Bu teoriye göre uygulanan kuvvet yönünde yani sıkışma bölgesinde kemikte rezorpsiyon olurken, ters yönde yani gerilim bölgesinde ise kemikte apozisyon oluşmaktadır (22,23).

c. Kan akımı teorisi (Akışkan dinamik teorisi): Bien tarafından 1966 yılında öne sürülen bu teoriye göre diş hareketi, periodontal ligamentteki sıvı dinamiğinde meydana gelen değişikliklerin sonucu olarak meydana gelmektedir.

Kuvvet uygulandığı zaman basınç yönündeki periodontal ligamentte bulunan kan damarlarında sıkışma ve buna bağlı olarak da stenoz meydana gelmektedir. Stenozun diğer tarafındaki kan damarları genişlemekte ve anevrizma oluşmaktadır. Anevrizma sonucu ise kandaki gazlar hücreler arası sıvıya geçmekte ve böylece rezorpsiyona elverişli ortam meydana gelmektedir.

Bu teoremlerdeki ortak konu kuvvettir. Ortodontik diş hareketinin meydana gelmesi için diş yeterli miktarda ve sürede kuvvet uygulanmalıdır.

2.1.1. Kuvvet

Vektörel bir büyüklük olan kuvvet, bir cismin uzayda yer değiştirmesine ya da şeklinin değişmesine neden olan etki şeklinde tanımlanmıştır (22). Kuvvetin şiddet (Degree), süre (Duration), dağılım (Distribution) ve yön (Direction) olmak üzere dört özelliği bulunmaktadır (28).

Kuvvet, ön-arka (sagital), sağ-sol (transversal) ve dik (vertikal) yönde olmak üzere uzayın üç yönünde uygulanabilir (26). Uygulanacak kuvvet tek yönde olabileceği gibi bu yönlerin farklı kombinasyonlarında da olabilmektedir.

Şiddetine göre kuvvetler **hafif** ve **ağır** olmak üzere iki türdür. Dişin hareket eşiğinin üstünde, direkt rezorpsiyona sebep olan kuvvetler **hafif** kuvvetler olarak adlandırılmaktadır. Periodonsiyumda aşırı sıkışma yaratarak hiyalinizasyona ve indirekt kemik rezorpsiyonuna neden olacak şiddetteki kuvvetler de **ağır** kuvvetler olarak tanımlanmaktadır (28).

Süresine göre ise kuvvetler **sürekli**, **kesikli** ve **aralıklı** olarak üçe ayrılmaktadır.

Sürekli kuvvet uygulamasında iki aktivasyon arasında kuvvetin şiddeti yavaş yavaş azalmakta ancak sıfırlanmamaktadır. Sabit apareylerde kullanılan Ni-Ti açıcı yayların (open coil spring) uyguladığı kuvvetler bu tip kuvvetlerdir.

Kesikli kuvvet uygulamasında kuvvetin şiddeti, kuvvet kaynağının aktivasyonu ile başlangıçta çok yüksek olup kısa bir süre sonra sıfırlanmaktadır.

Kesikli kuvvetler genellikle ağır kuvvetler olup indirekt rezorpsiyona neden olurlar. Bu kuvvetlerin uygulanmasını takiben ikinci aktivasyona kadar tamir olayları gerçekleşir (Örn: hızlı genişletme vidaları) (28).

Aralıklı kuvvetlerin uygulamasında ise kuvvet, ağız dışı apareylerin kullanımında olduğu gibi aparey hasta tarafından çıkarıldığında sıfırlanmakta, yeniden takıldığında ise kaldığı düzeyden başlayıp azalarak sürmektedir (22,28).

Literatürde hafif, devamlı kuvvetlerin minimum doku hasarı ile etkili diş hareketi oluşturduğu bildirilmiştir.(29,30)

Owmann-Moll ve ark. (31), aynı miktardaki devamlı kuvvet ile aralıklı kuvveti değerlendirmişler ve yatay yöndeki diş hareketlerinde devamlı kuvvetin aralıklı kuvvetten daha etkin olduğunu bildirmişlerdir.

Ortodontik tedavide amaç optimum kuvvet ile dişlere ve çevre dokulara zarar vermeden mümkün olduğunca etkili bir şekilde dişleri hareket ettirmektir.

Optimum kuvvet, kök rezorpsiyonu veya alveolar kemik kaybı gibi doku hasarı oluşturmaktan ve hastaya rahatsızlık vermeden en hızlı diş hareketini oluşturan kuvvet miktarıdır (22,32). Histolojik anlamda optimum kuvvet, kök yüzeyi boyunca periodontal ligament dokusunun canlılığını ve bütünlüğünü koruyarak maksimum hücresel cevabı oluşturan kuvvettir (23, 33).

Diş hareketi sağlamak için gerekli olan optimal kuvvet miktarı hâlen tam olarak belirlenememiştir (34). Birçok araştırmacı farklı diş hareket tipleri için farklı optimum kuvvet değerleri bildirmişlerdir (35-37).

Yapılan birçok çalışmada optimum kuvvet miktarının dişin kök yüzey alanı ile orantılı olduğu bildirilmiştir (22,38).

Schwarz optimum devamlı kuvveti "Sıkıştırılan periodontal ligamentteki yapıların canlılığını engellemeyen, doku basıncında kapillerlerdeki kan basıncına yakın değişiklik meydana getiren kuvvet" olarak ifade etmiştir (39). Schwarz'a göre optimum seviyenin altındaki kuvvetler periodontal ligamentte herhangi bir değişiklik meydana getirmezken, bu seviyenin üstündeki kuvvetler ise dokularda nekroza yol açmaktadır.

Düşük kuvvetler altında periodontal ligamentin kanlanması kısmen durduğunu ve ligament içindeki hücresel aktivitenin direk kemik rezorpsiyonunu uyardığı, ağır kuvvetler altında ise periodontal ligamentte iskemi ve hücre ölümü oluşup indirekt kemik rezorpsiyonu meydana geldiği bildirilmiştir (40,41).

Nikolai (42) 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.

Oppenheim (43) diş hareketi meydana getirebilen en hafif kuvvetin kullanılmasını savunmuştur.

Fortin (44), köpeklerde premolarların translasyonunun sağlanabilmesi için optimum kuvvet olarak 147 gr'ın yeterli olduğunu bildirmiştir.

Burstone ve ark. diş hareketinde optimal kuvvetin devamlı kuvvet olduğunu bildirmişlerdir (45).

Iwasaki ve ark.(34) 18 gr kuvvetin etkin diş hareketi oluşturabileceğini ve optimum kuvvetin 100 gr'dan daha düşük olması gerektiğini belirtmişlerdir.

Ren ve ark. (46) ortodontik diş hareketi için gerekli olan optimum kuvveti saptamak amacıyla 1966-2001 yılları arasındaki hayvan ve insan çalışmalarını içeren bir sistematik derleme yapmışlardır. 1950-1980 yılları arasındaki birçok çalışmanın optimum kuvvet ve maksimum diş hareketi ile, 1981-2001 yılları arasındaki araştırmaların ise farklı diş hareketlerindeki histolojik değişimler ile alakalı olduğunu tespit etmişlerdir. Bunun nedenini hem insan hem hayvan çalışmalarında periodontal ligament seviyesindeki stres dağılımının doğru bir şekilde ölçülememesi, diş hareketinin kontrol edilememesi ve bireyler arasındaki varyasyonlar olarak özetlemiştir. Bu çalışmada, optimum kuvvetin sadece matematiksel modelleme, sonlu elemanlar analizi kullanarak biyomekanik modelleme ve kontrollü klinik ya da hayvan çalışmaları ile hesaplanabileceği sonucuna varmışlardır.

2.1.2. Direnç Merkezi, Rotasyon Merkezi ve Moment

Direnç merkezi, dişin translasyon hareketi yapmasına neden olan bileşke kuvvetin etki çizgisinin, dişin uzun eksenini kestiği nokta olarak tanımlanmaktadır (28,47). Direnç merkezi kökün üzerinde yani kemik içinde yer alan teorik bir noktadır (48). Bir dişin direnç merkezinin konumu; kök uzunluğuna, sayısına, morfolojisine ve destek alveol kemiğinin seviyesine bağlıdır (47). Destek kemik kaybı olan dişlerde direnç merkezi apikale doğru yer değiştirmektedir (28).

Literatürde farklı dişlerin veya diş gruplarının direnç merkezleri teorik olarak tanımlanmakta olup laboratuvar deneyleri veya bilgisayar modellemeleri ile belirlenmeye çalışılmaktadır (49,50).

Tek köklü dişlerde direnç merkezinin dişin uzun ekseninde alveol kretten diş kökü uzunluğunun %33-%42'i kadar bir mesafede yer aldığı bildirilmiştir (51).

Burstone ve Pryputniewicz (52), lazer holografi yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmalarında, tek köklü dişlerde direnç merkezinin apeks ile alveoler kret mesafesininin %33' ünde yer aldığını bildirmişlerdir.

Burstone (53) bir diğer çalışmasında parabolik şekilli, tek köklü dişlerin direnç merkezinin apeks ile alveoler kret arasındaki mesafenin %40'ında yer aldığını bildirmiştir.

Vollmer ve ark (54), kanin dişlerin direnç merkezinin alveol kretinden yaklaşık olarak kök uzunluğunun 2/5'i kadar uzaklıkta olduğunu bildirmişlerdir.

Üst molar dişlerin direnç merkezinin vertikal düzlemde yaklaşık olarak trifurkasyonun ortasında, horizontal düzlemde ise palatinal bölgeye yakın konumlandığı bildirilmiştir (48,55).

Rotasyon merkezi, uygulanan kuvvetler sonucu 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 çakışır (28).

Tek köklü bir diş braket hizasından uygulanacak bir kuvvet sonucu dişin direnç merkezinin hemen apikalinde bir rotasyon merkezi oluşacak ve diş bu nokta etrafında bir devrilme hareketi yapacaktır. Dişe translasyon hareketi yaptıran kuvvetler uygulandığında ise rotasyon merkezi sonsuzda yer almaktadır (28,56).

Etki çizgisi direnç merkezinden geçmeyen kuvvetler, şiddetiyle ve direnç merkezine dik uzaklığıyla doğru orantılı olarak bir moment oluşturur (22).

Moment kuvvetin şiddeti ile dişin direnç merkezinden, bu kuvvetin etki çizgisine indirilen mesafenin çarpımıdır. Ortodonti pratiğinde genellikle g.mm olarak ifade edilir.

Moment, cismin rotasyon merkezi etrafında dönmesine neden olur. Direnç merkezi dışından, örneğin kron üzerinden uygulanan kuvvet moment oluşturarak dişin, kuvvetin uygulama yönünde devrilmesine yol açar. Direnç merkezinden geçen kuvvetler ise direnç merkezi ile aralarındaki mesafe "0" olduğu için dişte hiçbir

moment oluşturmazlar. Bu kuvvet uygulaması sonucunda diş translasyon hareketi yapar (28).

Kuvvetin şiddeti ve direnç merkezine olan dik uzaklığı momenti eşit derecede etkilediğinden, kuvvetin şiddetini iki katına çıkarıp mesafeyi yarıya düşürmek veya kuvvetin şiddetini yarıya düşürerek mesafeyi iki katına çıkarmak aynı rotasyon etkisini yaratacaktır (28).

Moment/kuvvet (M/F) oranı dişin rotasyon merkezinin yerini belirler. M/F oranı braket kanatları üzerine uygulanan kuvvete bağlı olarak oluşan moment ile uygulanan kuvvet arasındaki oranı ifade eder. Bu oran kuvvet uygulanan diş, alveolar kemik desteğine ve istenen hareket tipine göre değiştirilerek farklı diş hareketleri elde edilebilmektedir (22,28,57).

Geramy (16) alveoler kemik kaybı ve direnç merkezi arasındaki ilişkiyi üç boyutlu (3D) sonlu elemanlar analizi ile incelemiştir. Çalışmasında 100 gr kuvvet uygulaması altında; alveoler kemik yüksekliğinin azalması ile birlikte translasyon hareketinin elde edilebilmesi için braket seviyesindeki M/F oranının arttığını; kemik kaybı sonucunda direnç merkezinin alveoler krete yaklaştığını ve artan alveoler kemik kaybı ile birlikte insizal kenarda ve apikal bölgede daha fazla yer değiştirme meydana geldiğini bildirmiştir.

Tanne ve ark., (58) M/F oranı ile rotasyon merkezi arasındaki ilişkiyi sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve M/F oranındaki değişimlerin, rotasyon merkezinde klinik olarak anlamlı değişiklikler yaptığını bildirmişlerdir.

Diş kuvvet uygulaması sonucu ortaya çıkan hareketin şekli, uygulanan kuvvetin doğrultusuna ve uygulama noktasının dişin direnç merkezine olan mesafesine bağlıdır (28,33).

Diş hareketleri temel olarak devrilme (tipping), kök hareketi (tork), translasyon (paralel hareket) ve rotasyon olarak sınıflandırılmaktadır (59).

Devrilme (tipping) hareketi en kolay gerçekleşen diş hareketidir. Bu harekette diş, direnç merkezinin hemen apikalinde yer alan rotasyon merkezi etrafında basit bir dönme hareketi yapar. Devrilme hareketi kontrollü ve kontrolsüz devrilme hareketi olarak 2'ye ayrılmaktadır (28,59). Kontrolsüz devrilme hareketinde rotasyon merkezi direnç merkezi ile apeks arasında bulunurken, kontrollü devrilme hareketinde ise apekte yer almaktadır.

Kök hareketi ise dişin, insizal kenarında ya da braket üzerinde yer alan rotasyon merkezi etrafında hareket etmesi ile gerçekleşir.

Translasyon (paralel) hareketinde dişin üzerindeki herhangi bir doğru, sabit bir referans noktasına göre açı değiştirmeksizin paralel olarak hareket eder ve bu harekette rotasyon merkezi sonsuzda yer almaktadır.

Rotasyon hareketinde ise dişin üzerindeki herhangi bir doğru sabit bir referans noktasına göre açı değiştirerek hareket etmektedir. Eğer diş, direnç merkezi etrafında rotasyon yaparsa buna saf rotasyon hareketi adı verilmektedir.

Uygulanan tedavi protokolü ve maloklüzyonun şiddeti; tedavi sonuçlarını, süresini ve sonuç olarak tedavinin verimliliğini etkilemektedir (59-61). Diş çekimi ortodontik tedavi sırasında uygun estetik ve fonksiyon elde edebilmek amacıyla sıklıkla başvurulan yöntemlerden biridir.

2.2. Ortodontide Diş Çekimi

Ortodontik amaçlı diş çekimi uzun yıllardan beri literatürde en çok tartışılan konulardan biri olmuştur (62). Ortodontik amaçlı diş çekiminde; ortodontik tedavi ile dizilimi zor olabilecek dişler, kırılmış, renklenmiş, aşırı madde kaybına uğramış, geniş restorasyonlu dişler tercih edilmektedir.

Ortodontik tedavi sonunda elde edilecek estetik ve okluzal denge açısından birinci premolar dişlerin çekimi sıklıkla tercih edilmektedir. Birinci premolar dişlerin sıklıkla çekilmelerinin bir diğer nedeni ise ikinci premolara şekil ve boyut olarak benzemeleri ve kanin dişleriyle benzer interdental ilişkiye sahip olmalarıdır. Birinci premolar dişlerin çekimiyle dişler arasındaki temas ilişkisinde büyük bir değişim olmayacaktır (63).

Ortodontik tedavi planlamasında; anterior çapraşıklık, maksiller veya bimaxiller dentoalveoler protrüzyon ve artmış overjet vakalarında daha çok birinci premolar dişlerin çekimi düşünülmektedir. Çapraşıklığa yakın bölgeden diş çekimiyle protrüzyon ve çapraşıklık düzeltilmekte, keser ve kaninlerin retraksiyonu için yer elde edilmektedir (22,64,65).

2.3. Ortodontik Tedavide Çekim Boşluklarının Kapatılması ve Ankraj

Ortodontik tedavide çekim boşlukların kapatılması, anterior ve posterior dişlerin tedavi planlamasının gerektirdiği oranlarda hareket ettirilmesi ile

sağlanmaktadır. Boşlukların kapatılması sırasındaki anterior ve posterior dişlerin hareket oranları birçok yazar tarafından çeşitli ankraj sınıflandırmaları kullanılarak açıklanmaktadır (22,66-68).

Terim olarak ankraj, istenmeyen diş hareketlerine karşı olan direnci ifade etmektedir. Ortodontik kuvvetin destek aldığı ve harekete karşı direnci yüksek olan bölge, ankraj bölgesidir (22,38,67,69). Ortodontide ankraj alınan bölgeler kısaca, tek diş, diş grubu, tüm diş kavsi, kaslar, ense, kafatası, çene ucu ve iskelet sistemi olarak sayılabilmektedir (22,41,67).

Newton'un etki-tepki yasasına göre, ankraj olarak alınan bölge ile hareketi istenen bölgeye etkiyen kuvvetin miktarı birbirine eşit ve zıt yönlüdür. Dolayısı ile bu iki bölgenin dirençleri birbirlerine doğru olan hareket miktarlarını belirlemektedir (22,38,67,69). Eğer çekim boşluğunun $\frac{3}{4}$ 'ü veya daha fazlası anterior dişlerin retraksiyonu ile kapatılacaksa bu durum Nanda (66) ve Burstone (70) tarafından Grup A; Ülgen (67), Proffit (22) ve McLaughlin (68) tarafından ise maksimum ankraj olarak tanımlanmaktadır. Maksimum ankraj olgularında anterior dişlerin maksimum retraksiyonu için posterior ankrajın güçlendirilmesi ve posterior ankraja etki eden kuvvetin azaltılması şeklinde iki yaklaşım uygulanabilmektedir (22).

Çekim boşluğu anterior ve posterior dişlerin eşit oranlarda birbirlerine doğru hareketi ile kapatılacaksa Grup B (66,70) veya moderate ankraj (22,68) olarak tanımlanmaktadır.

Çekim boşluğunun $\frac{1}{4}$ 'ü veya daha azı anterior dişlerin retraksiyonu ve $\frac{3}{4}$ 'ü posterior dişlerin mezializasyonu ile kapatılacaksa bu durum da Grup C (66,70) veya minimum ankraj (22,68) olarak tanımlanmaktadır. Minimum ankraj vakalarında amaç çekim boşluğunun büyük oranda posterior dişlerin mesializasyonu ile kapatılmasıdır.

Çekim boşluklarının uygun bir şekilde kapatılabilmesi için kuvvet uygulaması öncesi hareketi istenmeyen bölgenin ankrajının güçlendirilmesi gerekmektedir.

2.3.1. Ankrajın güçlendirilmesi

Çekimli ortodontik tedaviler sırasında ankrajın sağlanması ve sürdürülmesi büyük önem taşımaktadır.

Ankrajın kritik olduğu vakalarda posterior grup dişlerin ankrajının kuvvetlendirilmesi veya bu dişler üzerindeki mesial yönlü kuvvetlerin mümkün olduğunca ortadan kaldırılması veya minimize edilmesi gereklidir.

Posterior ankrajı güçlendirmenin en basit ve pratik yolu diş sayısını arttırmaktır. Bu sayede uygulanan kuvvet daha geniş kök yüzeyine dağılacak ve birim yüzeye etkiyen kuvvet azalmış olacaktır (71). Bu amaçla molar ve premolar dişler tel ligatür ile birbirine bağlanmalıdır. Ayrıca ikinci molar dişlerin de arka dahil edilmesi ile diş sayısı artırılıp ankraj güçlendirilmektedir (66).

Ankraj kaybına önlemek ve anterior dişlerin hareketini kolaylaştırmak için çekimlerin öne yakın (tercihen birinci premolar dişler) yapılması önerilmektedir (28).

Maksillada posterior ankrajın güçlendirilmesinde bir başka yöntem ekstraoral apareylerin kullanımıdır. Bunun dışında transpalatal ark (TPA), Nance apareyi, çeneiçi ve çeneler arası elastikler, ikinci düzen ankraj arttırıcı bükümler de ağız içi ankraj arttırma yöntemleri arasındadır (67,72-74). Mandibulada ise lingual ark ve lip bumper ankrajın güçlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır (22,28,67,75,76).

Rajcich ve Sadowsky (77) kanin distalizasyonu sırasında, momentlerin ve kuvvetin kontrol edilmesini sağlayan intra-ark mekaniklerinin kullanılması ile maksimum ankraj elde edilebileceğini bildirmiştir.

Ortodontik tedaviler sırasında hem daimi ve hem de karma dentisyon döneminde rutin olarak kullanılan transpalatal arklar, aktif ve pasif şekilde görev yaparlar. Transpalatal arkların ankrajı güçlendirmek, elde edilen durumu stabilize etmek ya da diş hareketi sağlamak gibi görevleri bulunmaktadır (78).

Ayrıca literatürde transpalatal arkların unilateral-bilateral molar rotasyonunu düzeltmek (79-81), simetrik-asimetrik molar distalizasyonunu (80,82) sağlamak, molarların ekstrüzyonunu engellemek (83,84) ve molarlara bukkal ya da lingual kök torku vermek (85) amacıyla kullanıldığını bildiren çalışmalar bulunmaktadır.

Transpalatal arklar vasıtasıyla molarların birbirine bağlanması sonucu kök yüzey alanları artmakta ve bu sayede istenmeyen mesial harekete, rotasyona ve devrilmeye karşı direnç artmaktadır (78).

Farklı dizaynlara sahip transpalatal arklar mevcut olmasına rağmen en çok kullanılan Goshgarian tarafından dizayn edilmiş transpalatal arklardır. (Goshgarian tip transpalatal ark) Bu apareyler 0.036-inç (0.9 mm)'lik paslanmaz çelik telden U looplu ya da loopsuz olacak şekilde hazırlanmaktadır (86).

Goshgarian tip transpalatal ark ile Nance apareyinin etkinlikleri, çekimli tedavi yapılan hastalarda karşılaştırılmıştır. Nance apareyi ile transpalatal ark arasında mesial hareketin ya da meziopalatal rotasyonun önlenmesi açısından anlamlı farklılık olmadığı bildirilmiştir. Hasta konforu açısından ise transpalatal ark daha başarılı bulunmuştur (78).

Ricketts'in Bioprogressive tedavi felsefesi içinde yer alan "kortikal kemik ankraji" prensibi spongios kemik ile kortikal kemik arasındaki farklılığa dayanmaktadır. Ricketts kortikal kemiğin rezorpsiyona karşı daha dirençli olduğunu ve kortikal kemik içinde yer alan dişin hareketinin yavaşlayacağını bildirmiştir (87). Ankraji artırılması istenen dişlerin kökleri spongios kemikten çıkarılıp kortikal kemik içine yerleştirildiğinde bu dişlerin harekete karşı direnci de arttırılmaktadır. Ricketts ayrıca vestibüldeki kortikal kemik içinde yer alan kanin dişinin kökünün distalizasyon öncesinde aktif lingual kök torku verilerek kortikal kemikten spongios kemik içine alınmasını önermektedir (28).

Son yıllarda iskeletsel ankraj olarak tanımlanan ve kemik içine yerleştirilen gereçlerden faydalanılarak ankrajın güçlendirilmesine çalışılmaktadır.

2.3.2 İskeletsel Ankraj

Ortodontik tedavide ankraj amaçlı en sık kullanılan anatomik yapılar dişlerdir (88). Kuvvet uygulanırken ankraj bölgesi olarak dişlerden destek alındığında, bu dişlerde istenmeyen bazı kuvvetler ve momentler oluşmaktadır (22,67). Destek dişlerde oluşan bu kuvvetler, çoğu zaman tedavi hedeflerine ulaşılmasını güçleştirmektedir. Ankraji güçlendirmek amacıyla kullanılan intermaksiller elastiklerin ve ekstraoral apareylerin kullanımı ise hasta kooperasyonuna bağlıdır (89,90). Ayrıca ekstraoral apareylerin kullanımında dikkat edilmediği takdirde fasiyal bölgede yaralanmalar meydana gelebilmektedir (91). Bu gibi nedenlerden ötürü ortodontik diş hareketleri sırasında ankrajın güçlendirilmesi için yeni arayışlara girilmiş ve kemik içine yerleştirilen iskeletsel ankraj ünitelerinden faydalanılmaktadır (92). İskeletsel ankraj ünitelerinin gelişmesi ile birlikte ortodontik tedavinin sınırları yeniden şekillenmiştir. Dental implantların (93), mini-plakların (94), mini-vidaların (95), onplantların (96) ve mikro-vidaların kullanımı ile elde edilen iskeletsel ankraj sayesinde diş hareketlerinde mutlak ankraj sağlanmıştır (8).

2.3.2.1. Mini-vida ile İskeletsel Ankraj

Mini-vida, oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan dental implantların değişik bir versiyonu olup değişik boy ve çapta bulunmaktadır (97).

Ortodontide mini-vida kullanımının birçok avantajı bulunmaktadır. Dental implantlar ile karşılaştırıldıklarında,

- Boyutlarının küçük olması,
- Uygulama sahasının fazla olması,
- Kolay uygulanabilmesi,
- Osseointegrasyon için bekleme zamanı gerektirmemesi
- Tedavi sonunda kolay çıkarılabilmesi ve
- Daha ucuz olması belirgin avantajlarıdır (11,13,98).

Mini-vidalar ile 2 farklı şekilde ankraj sağlanmaktadır (99):

1. Direkt ankraj: Kuvvetin direkt olarak mini-vidadan aktif segment üzerine uygulanmasıdır.

2. İndirekt ankraj: Mini-vidaların arklar ya da teller vasıtasıyla aktif olmayan segmente bağlanıp, kuvvetin bu aktif olmayan segmentten uygulanmasıdır.

Lai ve ark. (100) headgear, mini-plak ve mini-vida ile yapılan tedavilerin sonuçlarını 3 boyutlu model analizi ile karşılaştırmış ve sonuç olarak mini-plak ve mini-vida grubunda, headgear grubuna göre daha az ankraj kaybı olduğunu bildirmişlerdir.

Mini-vidalar; kanin distalizasyonu, molar distalizasyonu, molar intrüzyonu, en masse retraksiyon, molarların dikleştirilmesi, anterior dişlerin intrüzyonu, gömük kaninlerin sürdürülmesi gibi çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır (11,13,99).

Mini-vidalar, çoğunlukla titanyum alaşımlarından üretilmektedir (99). Paslanmaz çelikten üretilen mini-vidalar, titanyum alaşımlardan üretilenlere göre kırılmaya karşı daha dirençli olmalarına rağmen titanyum alaşımların elastikiyeti ve biyouyumluluğu daha fazladır (101).

Mini-vidaların stabilitesi; kortikal kemiğin kalınlığı, vidaların pozisyonu ve dizaynı gibi faktörlerden etkilenmektedir (102).

Mini-vidalar konik veya silindirik şekillerde bulunmaktadır (99). Konik vidalar ile daha sıkı kortikal kemik teması elde edildiği ve primer stabilitenin daha iyi olduğu bildirilmiştir (102).

Üç farklı mini-vidanın mekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada silindirik şekilli mini-vidaların konik olanlara göre daha iyi olduğu fakat kökler arası mesafenin 2,5-3,5 mm olduğu durumlarda ise kök hasarı riskini azaltmak için konik şekilli vidaların tercih edilebileceği bildirilmiştir (101).

Çenelerin çeşitli bölgelerinde uygulanmak üzere farklı uzunlukta ve çapta mini-vidalar bulunmaktadır. Kyung ve ark. (103) tarafından ortaya konulan tanımda çapı 1,5 mm'den küçük mini-implantlara mikro-vida, 1,5 mm'den daha büyüklerine ise mini-vida adı verilmiştir.

Mini-vida çalışmalarında kullanılan vidanın çapı 1,0 ve 2,3 mm arasında değişmektedir (104).

Lim ve ark. (105) farklı uzunluktaki ve çaptaki mini-vidalar ile farklı genişlikteki kortikal kemik üzerinde meydana gelen stres dağılımını sonlu elemanlar analizi ile incelediği çalışmasında mini-vidaya horizontal yönde uygulanan kuvvet sonucu oluşan stresin büyük çoğunluğunun kortikal kemik tarafından absorbe edildiğini bildirmişlerdir. Ayrıca mini-vidanın stabilitesinin vida uzunluğundan çok vida çapına bağlı olduğunu belirtmişlerdir.

Miyawaki ve ark. 1,5 ve 2,3 mm çaplı mini-vidaların 1,0 mm çapındaki mini-vidalardan daha başarılı olduklarını bildirmişlerdir (106). Aynı şekilde Wiechmann ve ark. (107) 1.1 mm çapındaki vidaların 1.6 mm çaplı vidalara göre daha başarısız olduğunu belirtmişlerdir.

Mini-vida çalışmalarında kullanılan vidanın uzunluğu ise 4 ve 21 mm arasında değişmektedir (104). Vida uzunluğunun mini-vida başarısını etkilemediği bildirilmiştir (106,108). Uygulanacak olan vidanın uzunluğu mukoza kalınlığına, uygulama açısına, komşu anatomik yapılara ve kemik kalitesine göre belirlenmektedir (108,109).

Costa ve ark. (110) 4-6 mm uzunluktaki mini-vidaların birçok bölge için güvenli olduğunu bildirmişlerdir.

Chen ve ark. 6 mm uzunluğundaki vidaların başarısının 8 mm uzunluğunda olan vidalara göre anlamları derecede düşük olduğunu bildirmişlerdir (111).

Literatürde mini-vida üzerine uygulanan kuvvetler 50-400 gr arasında değişmektedir (105). 200 gr'dan daha az kuvvet uygulaması ile mini-vidaların minimum mobilite gösterecekleri bildirilmiştir (6).

Huja ve ark. (112) sadece aksiyal yönde kuvvet uygulanması durumunda mini-vidaların oldukça büyük kuvvetlere dayanabileceğini fakat sadece aksiyel yönde kuvvet uygulamanın, ortodontik kuvvetlerin uygulama yönünü yansıtmadığı için torsiyonel kuvvetlerden kaçınılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Liou ve ark.(113) en-masse retraksiyon için maksillanın zigomatik prosesine yerleştirilen mini-vidalar üzerine 400 gr kuvvet uygulamışlar ve mini-vidaların 9 ay boyunca stabil kaldıklarını belirtmişlerdir.

Literatürde kanin distalizasyonu, keser retraksiyonu gibi anterior-posterior yönde yapılan hareketlerde molarların mesial ya da distallerinde yer alan bölgelerin mini-vidaların yerleştirilmesi için sıklıkla kullanıldığı bildirilmiştir (12,114).

Schnelle ve ark. (115), panoramik radyograflar üzerinde yaptıkları çalışmada maksilladaki en uygun kemik miktarının 1. molarların mezialinde yer aldığını belirtmişlerdir.

Poggio ve ark. (116), 3D volumetrik tomografi görüntüleri üzerinde yapmış oldukları çalışmada; maksillada en fazla kemiğin meziodistal olarak palatinal bölgede 2. premolar ile 1. molar arasında, bukkolingual olarak ise 1. ve 2. molarlar arasında olduğunu tespit etmişler ve 1. molar ile 2. premolar arasında, kret tepesinden 5-8 mm uzaklıktaki kemik miktarının mini-vida uygulamaları için yeterli olduğunu bildirmişlerdir.

Kortikal kemikten alınan desteği arttırmak, diş köklerine ve çevre anatomik yapılara zarar vermemek için mini-vidalar değişik açılarda yerleştirilmektedir (6). Mini-vidanın uzun eksenini ile kortikal kemik arasındaki açı Park ve ark. (6) tarafından değerlendirilmiş ve vidaların, kemik yüzeyine dik açı yerine geniş açı ile yerleştirilmesinin kök hasarı riskini azalttığı ve kortikal kemikten alınan desteği arttırdığı bildirilmiştir.

Kim ve ark.'nın (117) üst posterior bölgede mini-vidaların güvenli bir şekilde yerleştirilebilmesi için dişin uzun eksenini ile 45°den daha az açı yapacak şekilde uygulanmasını önermektedirler.

2.4. Kanin Distalizasyonu

Çekimli vakalarda kanin distalizasyonu ortodontik tedavinin esas safhalarından biridir. Kanin dişler hem anterior hem de posterior dişlere dahil olmaları sebebiyle dental arkların köşe taşı kabul edilmektedirler. Ayrıca estetik görünüme de katkıda bulunmaktadır (118). Distalizasyon sonrası kaninlerin doğru

pozisyonunda olmaları fonksiyon, estetik ve stabilite açısından büyük önem taşımaktadır (2).

Kanin distalizasyonunda kullanılan yöntemler genel olarak hareketli ve sabit olmak üzere iki ana başlık altında toplanmaktadır (4).

Hareketli distalizasyon yöntemlerinden olan kanin retraksiyon springleri (119,120), hareketli ortodontik apareyler üzerinde yer alan bükümlerdir. Tutucu eleman olarak Adams kroşeleri olan hareketli apareylerde kanin distalizasyonu, bu springlerin aktivasyonu ile sağlanır. Günümüzde bu apareyler kontrollü diş hareketi sağlayamaması ve hasta kooperasyonu gerektirmesi nedeniyle rutin kullanımda tercih edilmemektedir (2,121).

Sabit distalizasyon yöntemlerinde ise kaninler keser dişler ile birlikte “en masse” ya da bireysel olarak distalize edilmektedir. Kanin-kanin arası mesafede şiddetli çapraşıklık veya maksimum ankraj vakalarında kaninler tek başına distalize edilip daha sonra keser retraksiyonu sağlanmaktadır (56,122).

Sabit kanin distalizasyon yöntemleri, sürtünmeli (ark teli ile birlikte) ve sürtünmesiz (ark teli üzerinde) sistemler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (2).

2.4.1 Sürtünmeli Sistem

Sürtünmeli sistem, devamlı ark teli üzerinde kanin dişlere kuvvet uygulanması ile gerçekleştirilen yöntemdir. Sürtünmeli sistemlerde kanin distalizasyonu; ark teli boyunca, kanin dişin devrilme ve dikleşme hareketlerinin birleşimi şeklinde kayarak hareket etmesi şeklinde gerçekleşir (22,47,66,67,123). Tel çapından bağımsız olarak başlangıçta, braket slotu ile kilitlenme meydana gelene kadar kromda distal yönde devrilme hareketi oluşmaktadır. Kilitlenme sonrası kökte distal yönde hareket meydana gelene kadar ise braketle kayma hareketi oluşmayacaktır. Dişin dikleşmesi sonucu ark teli ile slot arasında yeniden açıklık oluşacak ve kromda distal yönde devrilme meydana gelecektir. Bu devrilme ve dikleşme hareketlerinin sonucunda dişte ark teli boyunca kayma meydana gelmektedir (124-126).

Sürtünmeli sistemin en büyük avantajları pratik olması, hasta başında geçirilen zamanı azaltması ve loop bükümü gerektirmemesidir. Bu sayede loopların sebep olduğu hijyen sorunu ve hasta rahatsızlığı gibi sorunlar ortadan kalkmaktadır. Ayrıca devamlı arklarla çalışıldığı için tüm diş kavsi tek bir arkla kontrol edilebilmektedir (28).

Öte yandan devrilme, kilitlenme, vertikal yönde kontrolün sağlanamaması, keser ekstrüzyonuna bağlı olarak overbite'ın artması ve ankraj kaybı gibi dezavantajları bulunmaktadır (2,28).

Kanın dişlerin ark üzerinde hareket ettirildiği sürtünmeli sistemde, braket ve ark teli arasında oluşan sürtünmenin tahmin edilebilmesi zordur (127). Birçok faktöre bağlı olan sürtünme, diş hareketi için uygulanacak kuvvetin azalmasına sebep olmaktadır.

Braket-ark teli arasındaki sürtünmenin artması kilitlenme meydana getirmekte ve çok az veya hiç hareket oluşmamasına sebep olmaktadır (128).

Burstone ve Koenig (129) sürtünmeli sistemde kanin distalizasyonunda, sürtünmenin tüm diş hareketini durdurabileceğini ve uygulanacak kuvvetin iyi ayarlanması gerektiğini belirtmiştir.

Kanın distalizasyonu sırasında uygulanan kuvvetin, direnç merkezinin labialinden geçmesi durumunda dişte distopalatinal rotasyon meydana gelmektedir (130,131).

Sürtünmeli sistemlerde, kalın ark tellerinin kullanılması kontrolsüz devrilme hareketini önlemektedir. Ark teli braket slotunun çapraz köşesine temas edene kadar dişte devrilme hareketi meydana gelir. Bu temas sonucu kökte, dişin devrilme yönünde bir moment meydana gelmektedir. Böylece dişte daha net bir translasyon hareketi meydana gelmekte ve köklerin dikleştirilmesi için daha az zaman gerekmektedir (132).

Nikolai (42) kanin dişlerde meydana gelen devrilmenin ark teli ile braket slotu arasındaki açıklığa ve braketlerin meziodistal genişliğine bağlı olduğunu bildirmiştir.

Garner ve arkadaşları (133) paslanmaz çelik, beta titanyum ve Ni-Ti tellerin sürtünmeli sistemdeki kanin distalizasyonuna olan etkilerini incelemişlerdir. 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik tel aynı boyutlardaki Ni-Ti ve beta titanyum teller ile karşılaştırıldığında en az sürtünmenin paslanmaz çelik tellerde, daha sonra Ni-Ti ve en fazla beta titanyum tellerde olduğunu bildirmişlerdir.

Nishio ve ark. (134) sürtünmenin, paslanmaz çelik braketlerde seramik braketlere göre daha az olduğunu bildirmişlerdir.

Sürtünmeli sistem ile kanin distalizasyonunun sonlu elemanlar analizi ile simulasyonunun yapılmış olduğu bir çalışmada; kanin dişlerin başlangıçta devrilme

hareketi yaptığı, kuvvet uygulamasının durdurulmasından sonra zamanla dikleştiği, devrilmenin tel çapının artırılmasıyla önlenebileceği, kuvvetin artırılmasıyla devrilmenin arttığı, ankraj dişlerinin hareketi açısından köşeli tellerin yuvarlaklardan daha iyi olduğu bildirilmiştir (135).

2.4.2 Sürtünmesiz Sistem

Sürtünmesiz sistemde ise diş, ark teli üzerinde kayarak değil ark ile birlikte hareket etmektedir.

Bu sistemde kanin dişlerin hareketi çeşitli loop ve springler ile sağlanmaktadır. Örnek olarak PG retraktör, bull loop, reverse closing loop, T loop, Drum spring, hibrid retraktör gibi looplar ve springler bu amaçla kullanılmaktadır (2,67,136-139).

Loopların amacı, tellerin yük/esneme oranını düşürmek yani elastikiyetlerini arttırarak dişlere fizyolojik sınırlarda ve daha geniş bir çalışma aralığı içinde kuvvet uygulamaktır (28).

Sürtünmesiz sistemlerde önceden kalibre edilmiş looplu arkların kullanılması ile kuvvet kontrolü sağlanmakta ve ankraj kontrolü daha kolay sağlanabilmektedir (2,28).

Ayrıca bu yöntemde keserlerde istenmeyen hareketler oluşmamakta ve ön bölgede görünen bir aparey olmadığından hasta açısından daha estetik olduğu bildirilmiştir (140).

Öte yandan prefabrike looplar kullanılmıyorsa, bu bükümlerinin hazırlanması zaman alıcıdır. Ayrıca kanin distalizasyonunda hareket kontrolü az olup rotasyonlar meydana gelmektedir. Bir diğer dezavantajı da loopların hastaya rahatsızlık vermesi ve ağız hijyenini olumsuz etkilemesidir.

Hayashi ve arkadaşları (141), kanin distalizasyonunda palatal implant ankrajıyla birlikte uygulanan sürtünmeli ve sürtünmesiz mekaniklerin etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında sürtünmeli sistemde Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar, sürtünmesiz sistemde ise Ricketts maksiller kanin retraktörü kullanmışlardır. İki sistem arasında kanin dişlerin distal hareketi ve devrilmeleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını ve sürtünmeli sistemde daha iyi rotasyon kontrolü sağlandığını bildirmişlerdir.

Charles ve Jones (142) kanin distalizasyon yöntemlerinin farklı avantaj ve dezavantajları olduğunu bildirmişlerdir. Kaninlerin rijit ark teli boyunca kaydırılması

ile bölümlü arklara göre daha kontrollü kök ve kron hareketi elde edilebileceğini fakat bu yöntemde daha fazla sürtünme ve kilitlenme oluşacağını bildirmişlerdir.

Özer (139) kanin distalizasyonu sırasında Hibrid retraktör ile Ni-Ti kapayıcı sarmal yay kullanımını karşılaştırmış ve her iki yöntemde de kaninlerde belirgin distopalatinal rotasyon olduğunu bildirmiştir.

Ziegler ve Ingervall (143) kanin distalizasyonu sırasında sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemi karşılaştırdıkları çalışmalarında, her iki metotta da ortalama ankraj kaybının %30 olduğunu bildirmişlerdir.

Literatürde kanin distalizasyonu için gerekli olan optimum kuvvetin belirlenebilmesi için klinik çalışmalar yapılmış (37,144), deneysel modeller kullanılmış (129,145) ve matematik teoremleri (146,147) geliştirilmiştir.

Smith ve Storey (37) üst kaninlerin distalizasyonu için gerekli olan optimum kuvveti bulmak için yaptıkları çalışmada kanin braketine 238 gr ağır ve 185 gr hafif kuvvetler uygulamışlardır. Bu kuvvet uygulaması sonucunda meydana gelen stres kanin dişlerin kökleri için alveol kretinde yoğunlaşırken molar ve premolar dişlerin kökleri için ise kök yüzeyleri boyunca dağılmaktadır. Bu nedenle kanin ve molarların periodonsiyumunda oluşan kuvvetin farklı olup bu dişlerde farklı hareket tipleri meydana getirdiği sonucuna varmışlardır.

Reitan (148), kaninlerin paralel hareketi için 250 gr kuvvet uygulamasını önermiştir. Genç hastalarda periodonsiyumun yapısı erişkin hastalara göre farklı olduğu için genç hastalarda başlangıç kuvveti olarak 40 gr önerirken erişkin hastalar için 25 gr önermiştir.

Lee (149) üst kaninlerin distalizasyonu için 150-260 gr kuvvet uygulaması önermiştir.

Quinn ve Yoshikawa (150) kuvvet miktarı ile diş hareket hızı arasındaki ilişkiyi değerlendirmişler ve bir hipotez kurmuşlardır. Bu hipoteze göre hareket hızı, uygulanan kuvvet miktarı arttıkça bir noktaya kadar artış göstermekte fakat daha sonra ise anlamlı bir artış görülmemektedir. Bu yüzden kanin distalizasyonunda 2. premolarların çekimi yerine 1. premolarların çekimini ve ankrajın arttırılması için de 2. molarların da arka dahil edilmesini önermişlerdir.

Iwasaki (34) 18 ve 60 gr devamlı kuvvet uygulaması ile üst kanin distalizasyonu değerlendirmişlerdir ve diş hareketinin sağlanmasında bu düşük

kuvvet seviyelerinin çevre diş dokularına zarar vermeyecek şekilde yeterli olduğunu bildirmişlerdir.

Kanin dişlerin kök uzunluğu ve yüzey alanı uygulanan ortodontik kuvvetin dağılımını etkileyen önemli bir unsurdur. Kanin dişi yüzey alanı yaklaşık 2.9 cm² ve 2.5 cm² olarak literatürde yer almıştır (137,151). Bu değerlere göre yaklaşık 50 gram kuvvet optimum sayılmaktadır (137).

Rajcich ve Sadowsky (77) 0,018x0,025 slotlu braketlerde 0,016 inç ark teli üzerinde Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar ile 150-200 gr kuvvet uygulayarak kanin distalizasyonu yapmışlardır.

Limpanichkul ve ark. (152) çalışmalarında kanin distalizasyonu için 150 gr kuvvet uygulamışlardır.

Sürtünmeli sistemde yapılan kanin distalizasyonu için premolar dişin çekimini takiben seviyeleme sonrasında elastik zincir, kapayıcı sarmal yaylar, laceback, elastik iplik, mıknatıslar, intermaksiller elastikler gibi kuvvet elemanları kullanılabilmektedir (28,68,71,153).

2.4.3. Kanin Distalizasyonunda Kuvvet Elemanlarının Kullanılması

Ortodontide hızlı ve optimum düzeyde doku cevabı elde edebilmek için optimum şiddette kuvvet uygulanması gerekmektedir. Bu nedenle sabit ortodontik apareylerde kullanılan kuvvet elemanlarından beklenen özellikler şunlardır (28):

- Optimum düzeyde, sabit ve sürekli kuvvet uygulamalı
- Hasta için hijyenik ve rahat olmalı
- Uygulanması kolay ve hasta başında harcanan süre kısa olmalı
- Aktivasyonu hastaya bağlı olmamalı
- Ekonomik olmalı

Sabit ortodontik apareylerde kullanılan kuvvet elemanlarından biri olan yaylar, tellerin boyunu uzatarak elastikiyetlerini arttırmak amacıyla üretilen ve yüksek elastikiyetleri nedeniyle oldukça sabit ve optimal düzeyde kuvvet uygulayan elemanlardır (28).

Sonis (154) de kapayıcı sarmal yaylar ile intramaksiller elastik kullanımını karşılaştırdığı çalışmasında kapayıcı sarmal yayların elastiklerden çok daha hızlı diş

hareketi sağladığını bildirmiştir. Bunun sebebinin kapayıcı sarmal yayların devamlı kuvvet uygulaması ve hasta kooperasyonu gerektirmemesi olduğunu bildirmiştir.

Bokas ve Woods (155) üst çenede kanin distalizasyonu için Ni-Ti (Nikel-Titanyum) kapayıcı sarmal yaylar ile elastomerik zincirleri karşılaştırmışlardır. Her iki kuvvet elemanı ile 200 gr kuvvet uygulanmış ve kanin dişlerin hareketinde yayların daha hızlı olduğunu, posterior bölgede ankraj kaybında ise bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Samuels ve ark. (3) yapmış oldukları çalışmada 1. premolar dişlerin çekimi sonrası çekim boşluğunun kapatılmasında elastomerik zincir ile Ni-Ti kapayıcı sarmal yayların kullanımını karşılaştırmışlar ve hem üst hem de alt çenede kapayıcı sarmal yayların kullanılması ile boşluğun daha hızlı kapandığını bildirmişlerdir.

Yaylar açıcı ve kapayıcı olmak üzere ikiye ayrılmaktadırlar. Açıcı yaylar çapraşıklığın düzeltilebilmesi için boşluk açılması, var olan boşluğun korunması, molar ve kanin distalizasyonunun sağlanması amacıyla sıkıştırılarak aktive edilmektedirler. Kapayıcı yaylar ise kanin distalizasyonu ve keser retraksiyonu gibi boşluk kapatma mekaniklerinde kullanılırlar ve açılarak aktive edilirler.

Yaylar tarafından uygulanan kuvvet, sarımların eğim açısı (pitch angle), yayın uzunluğu, lümen çapı, tel çapı ve alaşımına bağlı olarak değişmektedir (28,156).

Tel çapı sabit olduğunda yayın lümen çapının artması ya da yayın lümen çapı sabit olduğunda tel çapının azalması yük/esneme oranını azaltmakta ve elastikiyeti artırmaktadır. Yayların uzunluğunun artması ise elastikiyetini artırıp yük/esneme oranını düşürmektedir. Ayrıca yayların sarımlarının eğim açısı arttıkça birim uzunluğa düşen sarım sayısı azalacak ve buna bağlı olarak tel uzunluğu dolayısıyla telin elastikiyeti de azalacaktır (28,156).

Yaylar günümüzde paslanmaz çelik (SS), kobalt-krom-nikel (Co-Cr-Ni) ve Ni-Ti olmak üzere 3 değişik alaşımdan üretilmektedir (28).

SS yaylar 1930'dan beri kullanılmasına rağmen (157) Ni-Ti sarmal yaylar ise daha yakın tarihte kullanıma sunulmuştur (158). Bu yayların süper elasikiyet ve şekil hafıza özelliklerinin (159) yanı sıra devamlı kuvvet uygulamaları (160) nedeniyle çekim boşluklarının kapatılmasında elastomerik yapılardan daha etkili olduğu bildirilmiştir (161).

Barwart (162) süper elastikiyetin belli bir sıcaklıkta meydana geldiğini ve yayların uyguladığı kuvvet miktarının ağızdaki sıcaklık değişimlerinden etkilendiğini bildirmiştir.

Angolkar ve ark. (160) SS, Co-Cr-Ni ve Ni-Ti alaşımlardan üretilmiş kapayıcı sarmal yaylarda meydana gelen kuvvet kaybını değerlendirmişlerdir. Tüm yaylar 150-160 gr kuvvet oluşturacak şekilde farklı mesafelerden uygulanmış ve belirli süre aralıklarında kuvvet seviyeleri kayıt edilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda tüm yaylarda kuvvet kaybı oluştuğunu, SS yayların başlangıç kuvvetinin %17.3'ünü ilk 24 saat içerisinde kaybettiğini ve bu oranın 24 saat sonunda Co-Cr-Ni yaylarda %10 iken Ni-Ti yaylarda ise 4 saat sonunda sadece %3.3 olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmaya göre Ni-Ti yaylarda kuvvet kaybı SS ve Co-Cr-Ni 'ye nazaran daha az olup klinik uygulama açısından Ni-Ti yayların SS ve Co-Cr-Ni yaylara göre daha avantajlı olduğunu bildirmişlerdir.

Han ve Quick (28) yapmış olduğu çalışmada Ni-Ti ve SS yayları yapay tükürük içinde boylarının 3 katına gererek belli sürelerde ortaya çıkan kuvvet/uzama değişimini incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda Ni-Ti yayların fiziksel özelliklerinde bir değişiklik gözlenmediği, SS yayların ise ilk iki haftalık sürede deformasyona uğradığını daha sonra ise ortamdan etkilenmediklerini belirtmişlerdir.

Ni-Ti yayların aktif ligatürlü elastiklere göre pahalı olmasına rağmen kuvvet uygulamada etkin ve hasta başında geçirilen zamanın daha kısa olduğu bildirilmiştir (163).

Alavi ve Yaghchie (164) farklı firmalara ait yayları karşılaştırmış aynı uzunluktaki yayın uyguladığı kuvvetin firmalara göre farklılık gösterdiğini bildirmiştir.

150-200 gr'lık kuvvet uygulayan nikel titanyum yayların en masse retraksiyon veya bireysel kanin distalizasyonunda aktif ligatürlü elastiklere nazaran daha hızlı hareket sağladığı bildirilmiştir (163,165).

2.5. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Kuvvet analiz yöntemleri, bir cisme gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren yöntemlerdir. Diş hekimliğinde kuvvet analiz yöntemleri, tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimlerin, bunların yoğunlaştığı

bölgelerin, çene ve diş yapısında meydana gelebilecek deformasyonların izlenmesi amacıyla kullanılmaktadır (166-168).

Dişhekimliğinde kullanılan kuvvet analiz yöntemlerinden bazıları şunlardır (169):

1. Gerinim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi
2. Holografik interferometre analiz yöntemi (Lazer ışıklı kuvvet analiz yöntemi)
3. Fotoelastik analiz yöntemi
4. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi
5. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

1-Gerinim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi

Statik ve dinamik yüklemeler altındaki yapılarda oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan gerinim ölçerler, iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibi ile çalışan mekanik aygıtlardır. Bu yöntemde incelenecek bölgelere gerinime duyarlı uçlar yerleştirilmekte ve kalibre edilmiş elektriksel direnç elemanları sayesinde stres altındaki boyutsal değişiklikleri incelenmektedir (170,171).

2- Holografik interferometre analiz yöntemi (Lazer ışıklı kuvvet analiz yöntemi)

Lazer ışını sayesinde modelin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Bu yöntemde ışın saçaklarını uzaktan ölçen interferometre denilen bir alet alet kullanılmaktadır (172). İnterferometre; model üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarını, iki lazer ışın demeti sayesinde ölçer.

Holografide ışığın iki temel özelliği olan girişim ve kırınım olaylarından faydalanılır. Işın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde; oluşan holografik görüntüdeki ışın saçaklarının değerlendirilmesi ile görüntü elde edilir (52). Bu yöntemde deformasyon miktarı ise görünür ışın saçakları şekline dönüştürülerek tespit edilmektedir (172).

3. Fotoelastik gerilme analizi

Zak tarafından 1930'larda tanıtılan bu yöntemde (173), oluşturulan model üzerine kuvvet uygulanması sonucu yapının iç kısmındaki ve yüzeyindeki gerilim dağılımının görülebilir ışık taslakları haline dönüştürülmesi işlemidir (174).

Gerilme bölgeleri, incelenecek cismin fotoelastik materyalden hazırlanan modelinde polariskop cihazı ile saptanmaktadır. Bu yöntemde tek dalga boylu bir ışının kırılmasıyla şekil değişikliği ve iç gerilmeler ortaya çıkarılmaktadır. Bu metot donanımlı bir laboratuvar, özel hazırlanmış modeller ve ölçüm için özel bir enstrüman gerektirmektedir (170,171,175)

Caputo ve ark. (176), kanin distalizasyonu sırasında farklı retraksiyon zemberekleri tarafından destek dokularda ortaya çıkan kuvvetleri fotoelastik gerilme analizi ile incelemiş ve çatı bükümleri ve kuvvet aktivasyonunun uygun kombinasyonu ile paralel kanin distalizasyonu yapabileceğini bildirmişlerdir.

4- Kırılğan vernikle kaplama yöntemi

İncelenecek yapı üzerine kaplanan verniğin kırılğanlık özelliğine bağlı olarak kuvvet dağılımını değerlendirmeyi amaçlayan kuvvet analiz yöntemidir (177).

Kuvvet dağılımı incelenecek model üzerine homojen bir şekilde vernik püskürtülür. Vernik ile kaplanmış olan modelin ısı altında sertleşmesi sağlanır ve model üzerine istenilen yönde ve şiddette kuvvet uygulanır. Bu yöntem; gerilme direnci belli olan verniğin üzerini kapladığı yapılarda, bu direnci aşan gerilmeler sonucu ortaya çıkan çatlak oluşumu prensibine dayanmaktadır. Çatlakların sıklığı kuvvetin yoğun olduğu bölgeleri ve ayrıca kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir (178).

5- Sonlu elemanlar analizi yöntemi

Sonlu elemanlar analizi, düzensiz geometri ve farklı materyal özelliğine sahip yapılara uygulanabilen, oluşan gerilmeleri ve yer değiştirmeleri detaylı bir şekilde ölçebilen bir kuvvet analiz yöntemidir (179).

2.6. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi, mühendislik alanında değişik karmaşık problemlerin çözülmesi için geliştirilen bir sayısal modelleme ve simülasyon metodudur (180,181). Bu yöntem, dişhekimliğinin farklı alanlarında kuvvet analizi için başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (180,182-184).

Sonlu elemanlar analizi çeşitli kuvvetlerin diş ve çevre dokularda yarattığı etkilerin öngörüsünde kullanılmaktadır (185). Aynı klinik şartlarda, farklı tip ortodontik tedavi mekaniklerinin tasarlanmasında ve etkilerinin karşılaştırılmasında sonlu elemanlar analizi yöntemi sıklıkla başvurulmuş bir yöntemdir (186).

Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen veriler, incelenecek sisteme kuvvet uygulanması sonucu ilk anda gerçekleşen gerilme ve yer değiştirmeleri göstermektedir (18). Zamana ve sistemin değişmesine bağlı olarak daha sonra gerçekleşecek olan hareketleri inceleyebilmek için zamana bağlı çalışmalar yapılmakta ve analizin, sisteme göre oluşturulan algoritmalar ile desteklenmesi gerekmektedir (19).

Sonlu elemanlar analizinin çalışma sisteminin anlaşılabilmesi ve analiz sonunda elde edilen sonuçların değerlendirilebilmesi için bazı terimlerin bilinmesi gerekmektedir.

2.7. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar

2.7.1. Homojen Cisim

Cisim içerisinde elastik özelliklerin her noktada aynı olduğu cisimlerdir (166).

2.7.2. Eleman (Element)

Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan geometrik model, "eleman" (element) adı verilen basit geometrik şekillere ayrılır. Elemanlar geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (Tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflandırılırlar (166,187).

2.7.3. Düğüm Noktası (Node)

Sonlu elemanlar analizinde modellerin bölünmesiyle oluşan sonlu sayıda eleman belli noktalardan birbirleriyle bağlanmakta ve bu noktalara düğüm (node) adı verilmektedir. Modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkilidir. Sonlu elemanlar analizinde bu düğüm noktalarının belirli yerlerden birbirlerine sabitlenmesi gereklidir (188,189).

2.7.4. Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma

Ağ yapısı ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Ağ yapısı oluşturmada genellikle kendi içinde büyük değişime sahip olan ya da olduğu tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Önemli olan modelin en iyi şekilde nasıl daha küçük parçalara bölüneceğidir (188,189). Ağ yapısı oluşturma işleminden sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir.

2.7.5. Sınır şartları (Boundary Conditions)

Sınır şartları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir (188).

2.7.6. Kuvvet

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye **kuvvet** denir.

Fizikte büyüklükler, skaler ve vektörel büyüklükler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Sadece bir sayı ve bir birimle ifade edilen büyüklüğe skaler büyüklük; yönü, doğrultusu ve değeri olan büyüklüklere ise vektörel büyüklük denmektedir (190).

Kuvvet vektörel bir büyüklük olup; belirli bir doğrultusu, yönü, süresi ve şiddeti bulunmaktadır (28). Kuvvet birimi SI sisteminde "Newton"(N)'dur. Ortodonti literatüründe kuvvet miktarı genellikle "gram-kuvvet" cinsinden verilmekte olup çoğunlukla "gram" (gr) olarak ifade edilmektedir.

1 newton, 101.97 gram-kuvvet'e eşittir.

Bir cisme diğer cisimlerin yaptığı etki dış kuvvet, cismin çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki ise iç kuvvettir. Biyomekanikte dış yapısı üzerine etkiyen bir dış kuvvet, önce periodontal ligamente oradan da kemiğe iletilir ve bu iletimler sırasında iç kuvvetler oluşmaktadır (167,190).

2.7.7. Gerilme (Stress)

Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman, uygulanan bu kuvvete karşı cisim içinde birim alanda oluşan tepkidir.

Dış kuvvete içeriden uygulanan tepki, dış kuvvete eşit ancak zıt yöndedir. Her iki kuvvet cismin tüm alanı üzerinde dağılır. Buna göre cismin içindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak ifade edilir (191).

Gerilme= Kuvvet / Alan olarak formüle edilir.

Gerilme birimi Paskal (P veya N/m²)'dır. Dişhekimliğinde ise genellikle Megapaskal (MPa veya N/mm²) kullanılmaktadır. 1Mpa=10⁶ N/m²'dir.

Farklı açı veya doğrultudan uygulanan kuvvetler çoğu zaman karmaşık gerilmeler oluşturmaktadır. Esas olarak üç temel gerilme tipi meydana gelir (192).

1. Çekme gerilimi (Tensile stress): Cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.

2. Basma gerilimi (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir.

3. Makaslama ya da kayma gerilimi (Shear stress): Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde yüzeye paralel ve ters yönde olan iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur.

2.7.8. Asal Gerilmeler (Principal Stress)

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler **asal gerilmeler** (Principal stress) adını alır (193). Maksimum, orta (intermediate) ve minimum olmak üzere 3 tip asal gerilme vardır (194).

- **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 sonuçlarında elde edilen pozitif değerler çekme şeklinde gerilmeleri, negatif değerler ise basma şeklinde gerilmeleri (sıkışma) ifade etmektedir. Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, bir düğüm noktasında etkin olan gerilme şeklindedir (195).

2.7.9. Von Mises Gerilmesi

Von Mises gerilmesi, belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilme dağılımının gösterilmesi için kullanılmaktadır (196). Von Mises gerilmesi "Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir" prensibi ile elde edilmiş bir kriterdir (197). Çekilebilir(ductile) özelliği olan maddeler için şekil değiştirmenin başlama anıdır (191).

Von Mises gerilme değerleri ayrıca gerilmenin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilmektedir.

2.7.10. Gerinim (Strain)

Gerinim, cisme uygulanan belirli bir kuvvet sonucu birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Cisme uygulanan kuvvet gerilim oluşturduğunda, aynı zamanda gerinim de oluşturmaktadır (193). Herhangi bir ölçü birimi yoktur. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim ise sadece bir büyüklüktür (191). Hooke Kanunu, belli sınırlar içinde cisimdeki gerilimin gerinim ile doğru orantılı olarak arttığını öngörür.

Gerinim (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 durumuna dönmesidir.
- **Plastik şekil değiştirme:** Cismin kuvvet ortadan kalktıktan sonra tekrar başlangıç durumuna dönmemesidir (67).

2.7.11. Elastiklik-Viskoelastiklik

Bir cismin, uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra ilk baştaki şekline dönme özelliği o cismin elastiklik özelliğidir. Elastik materyallere belirli sınırlar içerisinde yük uygulandığında şekil değiştirirler ve yük ortadan kalktığında gecikmeden eski şekillerini alırlar.

Viskoelastik materyaller ise şekil değiştirirken hem elastik hem de yapışkan (visköz) özellik gösterirler. Bu materyaller yapışkanlık özellikleri sayesinde zamana bağlı olarak artan bir gerinim gösterirler ve bu materyaller yük ortadan kaldırıldığında tekrar ilk baştaki şekillerine gecikmeli olarak dönerler (198,199).

2.7.12. Elastiklik Modülü (Young Modülü)

En basit ifadeyle gerilimin gerinime oranı olan elastiklik modülü, cismin elastikiyet sınırları içerisinde dayanıklılığını gösteren bir katsayıdır (28). Elastiklik modülü arttıkça cismin katılığı da aynı oranda artış göstermektedir (191).

Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvet altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğramaktadır (189,200).

$E = \text{Gerilme} / \text{Gerinim}$ ile formüle edilmektedir. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır (191).

2.7.13. Poisson Oramı

Çekme veya basma kuvvetleri altında cisimlerin, elastik sınır içerisinde, enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranıdır (193,201). Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişkenlik gösterir ve elastisite modülü gibi cisme ait ayırıcı bir özelliktir.

Örnek olarak bir cisme uygulanan çekme kuvveti etki sonucu yükün geldiği yönde boyda uzama olurken, yüke dik olan diğer boyutlarda ise boy kısalması olmaktadır (193,201).

2.7.14. İzotropi ve Anizotropi

İzotropi, bir cismin farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri göstermesidir (187). İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetler sonucu oluşan çekme, basma ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı elastiklik modülüne sahiptirler (202,203).

2.8. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları

Sonlu elemanlar analizinin sağladığı başlıca avantajlar şunlardır:

1. Düzgün geometriye sahip olmayan katılara ve farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılara uygulanıp gerçek yapıya çok yakın bir modelin hazırlanabilmesi,
2. Gerilme, gerinim ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde tespit edilebilmesi (180,204),
3. Isı transferi, manyetik alan gibi birçok alanda kullanılabilmesi,
4. Karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç vermesi,
5. Çeşitli katmanlardan oluşan nesnelerin, katmanların fiziksel özelliklerini ve katmanlar arası birleşim özelliklerini yansıtabilecek şekilde modellenilebilmesi,
6. Prototip olarak denenmesi mümkün olmayan veya tehlikeli olan tasarımların simülasyonuna olanak sağlaması (187),
7. Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesi,

8. Oluşturulan modelin geometrisi, sınır şartları, kuvvetin yükleme yönü ve miktarı gibi özellikleri değiştirilip, analizin istendiği kadar tekrarlanabilmesidir (201,205).

Çok sayıda avantajına rağmen yöntemin bazı dezavantajları da bulunmaktadır:

1. Modelleri oluşturulan malzemelerin izotropi, homojenite ve elastiklik gibi özelliklerinin varsayıma dayandırılması, malzemenin tam bir temsilini oluşturmamaktadır (180,206).

2. Modellenen yapılar, ağız içinde statik durumdan çok dinamik yükler altındadır. Yapıların analizinin bu yöntem ile dinamik olarak gerçekleştirilmesi mümkün olmasına rağmen zordur (206).

3. Yöntemin gerçeği yansıtabilmesi, malzemenin analiz programına tanıtılan fiziksel özelliklerinin doğruluğuna bağlıdır. Bu nedenle fiziksel özelliklerin tanıtılması son derece hassas yapılmalıdır (180,204,206).

4. Analizin yapılabilmesi için ciddi bilgi birikimi, teknoloji ve yeterli zaman gereklidir.

5. Gerçek şartların katı modeller üzerinde uygulanması, bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar yazılım programının kapasitesi ile sınırlıdır (186).

Dezavantajlarına rağmen sonlu elemanlar yöntemi, deneysel olarak incelenmesi çok güç veya olanaksız olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenebilmesi için kullanılan önemli bir yöntemdir (186).

Sonlu elemanlar analizinde izlenecek ilk adım, incelenecek biyolojik cismin geometrik özellikleri aynı olacak şekilde modellenmesidir. Biyolojik yapılar geometrik olarak çok karmaşık ve standart boyutları olmayan cisimler olduğu için bu aşama analiz sırasındaki en zor aşamadır (166,168). Oluşturulan geometrik modelin gerçeğe yakınlığı, analizin sonuçlarının doğruluğunu belirleyen en önemli faktörlerdendir (166,187,207).

Genel olarak bilgisayar ortamında üç boyutlu model;

- Magnetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması,
- Üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından çizilmesi,

- Modellenmesi istenen cismin yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamına aktarılması yöntemlerinden biri ile oluşturulmaktadır (208,209).

İmplant gibi cisimler ya teknik çizimlerinden faydalanılıp bilgisayar destekli tasarım programları kullanılarak ya da yüzey tarayıcıları yardımı ile oluşturulmaktadır (208-210).

Daha sonra oluşturulan geometrik model bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya dönüştürülür. Bu yapıya **matematiksel model** denilmektedir. Matematiksel model; belirli sayıda düğüm noktaları (node) içeren basit geometrik şekle sahip sonlu (belirli) sayıda elemandan oluşur (166,187). Ağ yapıyı oluşturan elemanların düzgün sıralanması, uygun büyüklüğe ve geometriye sahip olması analiz sonucunun gerçeğe yakınlığında önemlidir (166).

Al-Sukhun ve ark. (211) sonlu elememanlar analizi ile elde edilen sonuçların güvenilirliğinin kullanılan materyal özelliklerinin ve model geometrisinin doğru belirlenmesine bağlı olduğunu belirtmişlerdir.

Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanılması gerekmektedir. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse detay o ölçüde artmakta ve oluşturulan model gerçeğe o ölçüde benzemektedir (212,213).

Ulusoy ve Darendeliler (212) çeneliğin mandibula üzerinde oluşturduğu gerilimlerin incelenmesi amacıyla 113,837 eleman ve 22,766 düğüm noktasına sahip bir mandibuler model oluşturmuşlardır.

McGuinness ve ark. (214) maksiller üst kanin dişe kuvvet uygulaması sonucu periodontal ligamentte oluşan gerilimleri 3D olarak sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Bu amaçla ortalama bir üst kanin boyutunu yansıtan 2000 element ve 3000 noddan oluşan model oluşturmuşlardır.

Toptan Köne (215) labial ve lingual ortodontik tedavide çekim boşluklarının kapatılması esnasında oluşan diş hareketlerini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmiştir. Çalışmasında kullanılan üst çene modellerinin 103592-112937 eleman sayısına ve 28949-31574 düğüm sayısına sahip ve bu rakamların sistemin davranışını anlamaya yetecek miktarda olduğunu belirtmiştir.

Modelin oluşturulmasından sonra sistemin fiziksel özelliklerinin, sonlu elemanların materyal özelliklerini belirleyen Poisson Oranı ve elastiklik modülü

(Young Modülü) gibi değerlerin analiz programına aktarılması ile yapılmaktadır (166).

Tüm düğümlerin koordinatları belirli bir başlangıç noktasına göre x, y, z eksenleri üstünde saptanarak bilgisayara aktarılır. Ağ yapıya sahip modelin nereden sabitlendiği, kuvvet uygulama noktaları gibi sınır bölgelerindeki belirleyici koşulları tanımlanarak matematiksel model hazır hale gelir (166).

Analiz aşamasında; oluşturulan matematiksel modelde istenilen düğüm noktalarından kuvvet uygulanmasıyla, ağ yapıyı oluşturan diğer düğüm noktalarında meydana gelen değişiklikler için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımı ile hesaplanmaktadır. Bu sayede her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirmeler belirlenmektedir (166,187). Hesaplanan veriler,

- Animasyonlar,
- Tablolar ve grafikler,
- Yer değiştirme görüntüleri (büyütülmüş olarak),
- Renklendirilmiş görüntüler olarak elde edilmektedir (166).

Tablolar veya grafikler ile ortaya koyulan sayısal değerler kritik noktalarda bulunan düğümlerdeki yer değiştirmeleri ve uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu gerilme değerlerini vermektedir.

Renklendirilmiş görüntülerde ise tüm modele ait gerilme ve yer değiştirmeler, görüntü üzerinde renklerin denk geldiği değer aralığını belirten bir ölçek ile farklı açılardan gösterilmektedir.

Büyütülmüş görüntüler ve animasyonlarda ise aslında çok küçük değerlerdeki yer değiştirmeler, eşit miktarda büyütülüp daha anlaşılır hale getirilmektedir (216).

2.9. Konu ile ilgili yapılmış benzer çalışmalar

Kojima ve ark. kanin retraksiyon springi ile meydana gelen dış hareketlerini sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve spring üzerinde gable bend ve anti-rotasyon bükümleri yapılmasına rağmen kaninlerin başlangıçta devrildiğini ve rotasyona uğradığını bildirmişlerdir (217).

Gracco ve ark. (218) maksillaya ankraj amaçlı yerleştirilen mini-vidaların çevresindeki stres dağılımını, vidaların yerleştirilmesinden ve ilk kuvvet uygulamasından sonra fotoelatik analiz yöntemi ile incelemişlerdir. Analiz

sonucunda stres dağılımının ilk andaki kuvvet uygulamasından etkilenmediğini belirtmişlerdir.

McGuinness ve ark. (214)., 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

Kojima ve Fukui (135) üst kaninlerin ark boyunca distalizasyonu sırasında kaninlerde ve destek dişlerde meydana gelen hareketleri 3D sonlu elemanlar analizi ile simüle etmişlerdir. Bu amaçla 0.016 inç ark teli üzerinde 2N kuvvet uygulayarak kanin distalizasyonu yapmışlardır. Sonuç olarak kaninlerin önce devrilme daha sonra ise paralel hareket yaptığını, sürtünme ile ortodontik kuvvetlerde % 60-80 azalma olduğunu, ark telinin kalınlığının artması ya da daha az kuvvet uygulanması ile kaninlerde meydana gelen devrilme hareketinin azaldığını bildirmişlerdir.

Kojima ve Fukui (219) transpalatal arkların mesial yönlü kuvvet uygulaması sonunu molarlar üzerindeki etkisini sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve bu arkların, mesial yöndeki diş hareketlerini engelleyemediğini fakat rotasyon hareketini ve transversal yönde meydana gelen hareketleri engellediğini bildirmişlerdir.

Bobak (220) transpalatal arkların molarlar üzerindeki etkisini sonlu elemanlar analizi ile incelemiştir. Çalışmasının sonucunda transpalatal arkların molarların devrilmesi üzerine etkisinin olmadığını, molar rotasyonunu azalttığını ve periodontal ligamentlerde oluşan stres büyüklüğünü %1'den daha az etkilediğini bildirmiştir.

Kojima ve ark. (221) ark üzerinde yapılan kanin distalizasyonunda sürtünmenin ve ark telinin etkisini sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda sürtünme kuvvetinin azalması ile kaninlere etkiyen net kuvvetin ve hareket hızının arttığını, kalın ark teline rağmen ark telinin elastikiyetinin artması durumunda ise kaninlerde meydana gelen hareket tipinin translasyon hareketinden devrilme hareketine dönüştüğünü bildirmişlerdir.

Ammar ve ark. (222) mini-vida ankrajı ile alt kaninin distalizasyonunu simüle etmek amacıyla tomografi görüntülerini vasıtasıyla 3D modeller oluşturmuşlardır. Çalışmalarında mini-vida ve çevresinde meydana gelen stres alanları ile braket hook uzunluğunun ve kuvvetin uygulanma açısının kaninlerde

oluşturduğu stres incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda hooklar vasıtasıyla direnç merkezine yakın ve horizontal olarak uygulanan distalizasyon kuvvetinin periodontal alanda daha az stres ve dişte paralele yakın hareket oluşturacağını bildirmişlerdir.

Bai ve ark. (223) 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.

Thiruvengkatahari ve ark. (10) 4 adet 1. premolar çekimli 10 hasta üzerinde kanin distalizasyonu sırasında titanyum mikro-implantlar ve konvansiyonel molar ankrajı kullanımı sonucunda meydana gelen ankraj kaybının miktarını değerlendirmek ve karşılaştırmak amacıyla çalışma yapmışlardır. Çalışmalarında 2. premolarlar ile 1. molarlar arasına 1.3 mm çapında ve 9 mm uzunluğunda titanyum mikro-plaklar yerleştirmişler ve kapayıcı sarmal yaylar ile 100 gr kuvvet uygulayarak kanin distalizasyonu yapmışlardır. Çalışmalarının sonucunda maksimum ankrajın istendiği durumlarda titanyum mikro-implantların kullanımının kanin distalizasyonu için kolay ve etkili bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamızda, ankraj ünitesi olarak transpalatal ark ve mini-vida kullanılarak yapılan üst kanin distalizasyonunda oluşan birincil yer değiştirmeler ve gerilmeler bilgisayar ortamında üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak incelenmiştir. Araştırmamız Ay Tasarım Ltd. Şti.'nde gerçekleştirilmiştir.

Bu amaçla 3 boyutlu ağ yapının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 250gb Hard disk, 3.00 GB RAM donanımlı ve Windows XP Professional Version 2002 Service Pack 3 işletim sistemi olan bilgisayardan, NextEngine (NextEngine Inc, California, USA) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (McNeel Inc, Seattle, WA, USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (Autodesk Inc, Pittsburgh, PA, USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için öncelikle geometrik modeller oluşturulmuştur.

3.1. Geometrik Modellerinin Oluşturulması

3.1.1.Üst çenenin modellenmesi

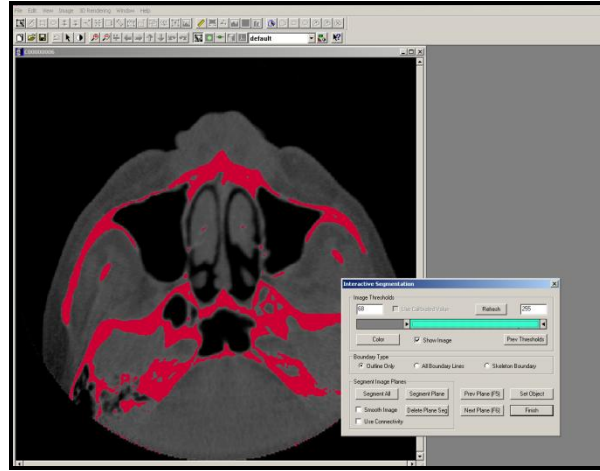
Üst çene kemik dokusunun modellenmesi için, erişkin bir hastaya ait konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) görüntüleri kullanıldı.

CBCT görüntüleri ILUMA (3M Imtec, Oklahoma, ABD) 3D görüntüleme cihazı ile 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile elde edildi. Tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi ve 3D-Doctor (Able Software Corp, Massachusetts, USA) yazılım programına aktarıldı.

3D-Doctor yazılım programı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında rekonstrüksiyonunun yapılabilirdiği bir yazılım programıdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



Şekil 1:Erişkin bir hastaya ait CBCT görüntüsü



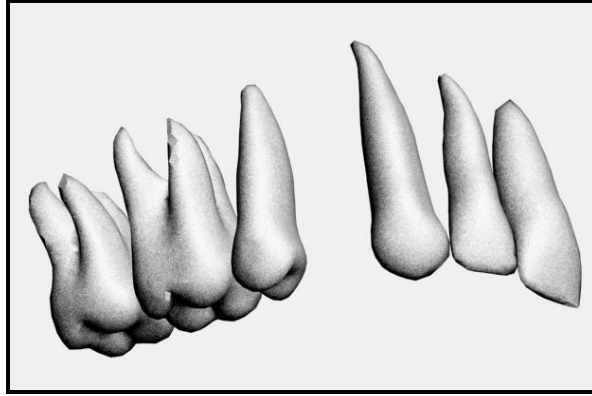
Şekil 2: "**Interactive Segmentation**" yöntemi ile kemik dokusunun ayrıştırılması

Elde edilen görüntüler 3D-Doctor yazılım programına aktarıldıktan sonra burada "**Interactive Segmentation**" yöntemi ile Hounsfield değerleri ayarlanarak üst çene kemik dokusu ayrıştırıldı.

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "**Complex Surface Rendering**" yöntemi ile 3 boyutlu kemik modeli elde edildi. Elde edilen 3 boyutlu modelin 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilmesi ile üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu kemik modeli 3D-Doctor yazılımından .stl formatında export edilerek Rhinoceros yazılımına gönderildi.

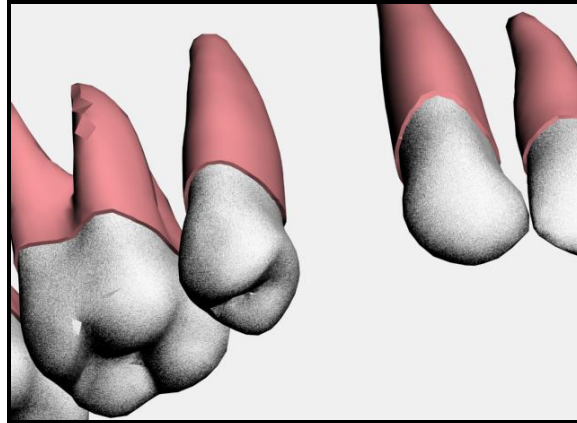
3.1.2. Dişlerin ve periodontal ligamentin modellenmesi

Üst üçüncü molarlar ve birinci premolarlar hariç tüm üst çene dişleri Wheeler atlasındaki (224) anatomik bilgilere dayanılarak yapılan alçı modellerin NextEngine 3D lazer tarayıcısı ile taranması ile elde edilmiştir. Elde edilen tarama görüntüleri Rhinoceros 4.0 3D modelleme programında modellenmiştir. Dişler; mine, dentin, sement ve pulpa göz önüne alınmadan modellenmiştir.



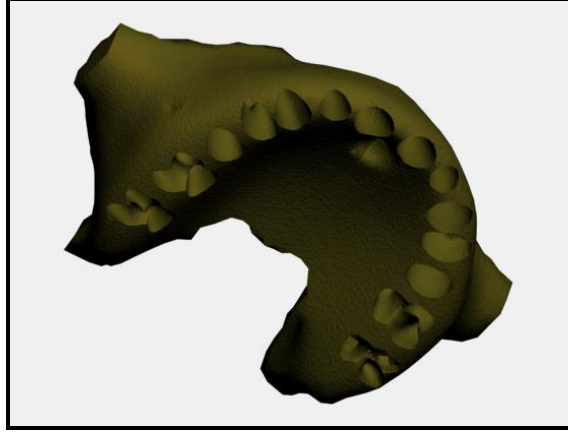
Şekil 3: Dişlerin modellenmesi

Diş modellerinin kortikal kemik içerisine kalan kısımlarının slice işlemi ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden, offset komutu ile 0.25 mm kalınlığında uniform periodontal ligament (PDL) elde edildi.



Şekil 4: Periodontal ligamentin modellenmesi

PDL dokularının Rhinoceros yazılımında kortikal kemikten boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla diş soketleri elde edildi.

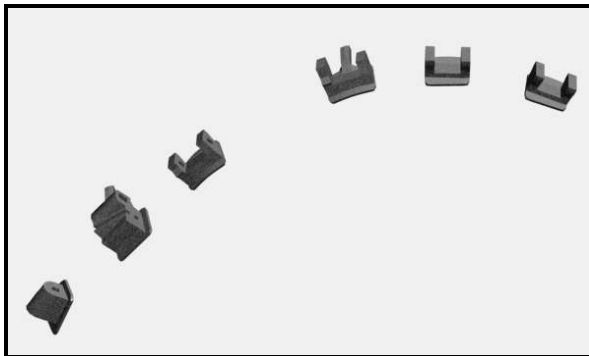


Şekil 5: Diş soketlerinin elde edilmesi

Diş yuvalarının elde edilmesinden sonra kemik dokusuna offset yöntemi ile kalınlık verilerek spongioz kemiğin dış kısmı modellendi.

3.1.3. Braketler ve Tüplerin Modellenmesi

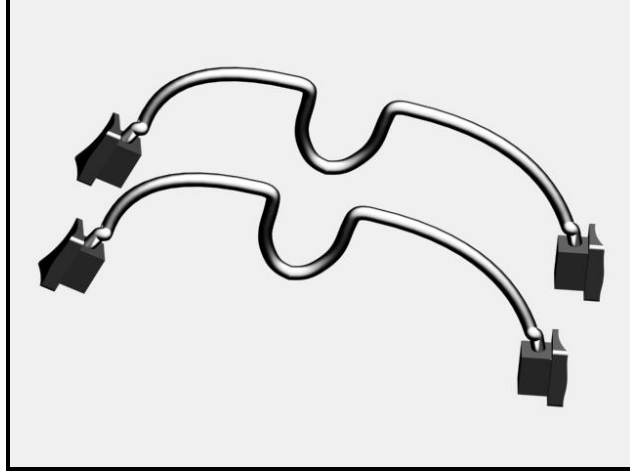
Araştırmamızda kullanılanOrmco firmasına (Ormco Corp., Orange, CA, USA) ait 0.018 inç slota sahip Roth braketler ve tüpler NextEngine 3D lazer tarayıcısı ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak tarandı. ".stl" formatında elde edilen görüntüler Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderildi. Rhinoceros 4.0 yazılımında kanin braketlerinin orta kısmındaki vertikal çıkıntılar manuel olarak modellendi. Braketler dişlerin ön yüzeyleri üzerine braket tabanının orta noktası dişin ön yüzeyinin orta noktasına isabet edecek şekilde yerleştirilmiştir (225).



Şekil 3-6: Araştırmada kullanılan braketler

3.1.4. Sheath, Transpalatal ark ve Tellerin Modellenmesi

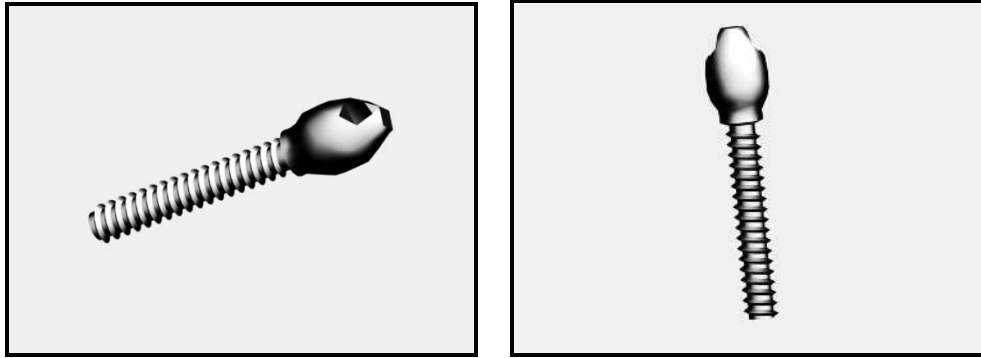
Braketlerin slotlarından referansla 0.016x0.022 inç kalınlığında teller aynı yazılım programında manuel olarak modellendi ve Rhinoceros 4.0 yazılımında braket taramaları üzerinde detay çözümler ile diş ve tel uyumlamaları yapıldı.



Şekil 7: Araştırmada kullanılan sheath ve transpalatal arklar

3.1.5. Mini-vidaların Modellenmesi

1,6 mm çapında ve 9 mm uzunluğundaki mini-vidaların yüksek çözünürlüklü fotoğraflarının arka plan imajı olarak kullanılmasıyla, Rhinoceros yazılımında mini-vidalar modellendi.



Şekil 8: Araştırmada kullanılan mini-vidalar

Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlandı. Tüm bu işlemler sonucunda maksillada kortikal kemik, spongios kemik, periodontal ligament, dişler, braketler ve diğer ortodontik apareyler gerçek morfolojilerini yansıtabilecek biçimde modellendi.

Araştırmamızda kullanılacak tüm yapıların modellenmesinden sonra model setlerin oluşturulmasına geçilmiştir. Modellenen tüm yapılar Rhinoceros yazılımına atıldıktan sonra burada gerekli kesme-ekleme-çıkartma işlemleri yapılarak araştırma konusu olan setlerin elde edilmesi sağlanmıştır.

3.1.6 Model Setlerinin Oluşturulması:

Araştırmamızda anatomik yapıları aynı, mekanikleri farklı olan iki adet üst çene modeli oluşturulmuştur. Her iki modelde de birinci premolarların olması gereken yerler kanin distalizasyonu amacıyla boş bırakılmıştır.

3.1.6.1. Birinci modelin oluşturulması

Araştırmamızda kullandığımız birinci modelde sağ-sol üst ikinci premolar ile birinci molar dişler arasına alveol kreten apikal yönde 6 mm mesafede ve oklüzal düzleme paralel olacak şekilde mini-vidalar yerleştirilmiştir.

Bu modelde kanin braketlerin ortasına yerleştirilen vertikal çıkıntıların uzunluğu, mini-vidaların seviyesinde olacak şekilde ayarlanmıştır. Mini-vidalar ile vertikal çıkıntılar arasına kuvvet elamanı olarak Ni-Ti kapalı sarmal yay yerleştirilmiştir.

Birinci modelde 0.018 inç slotlu braketlere 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik ark teli üst ikinci molar dişleri de kapsayacak şekilde kullanılmıştır (Şekil 9).

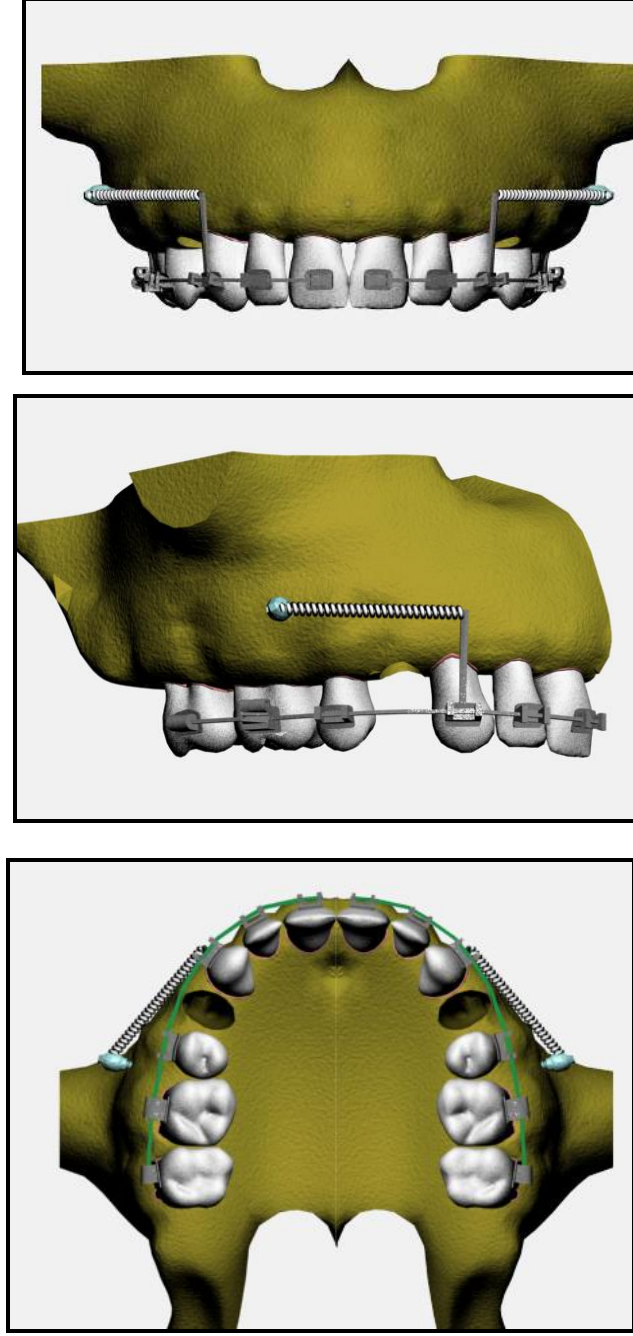
3.1.6.2. İkinci modelin oluşturulması

Araştırmamızda kullandığımız ikinci modelde birinci ve ikinci molarların palatinal yüzeylerine sheath'ler yerleştirilmiştir. Bu sheathlerin içine 0,9 mm çapında paslanmaz çelik telden manuel olarak modellenen 2 adet transpalatal ark yerleştirilmiştir.

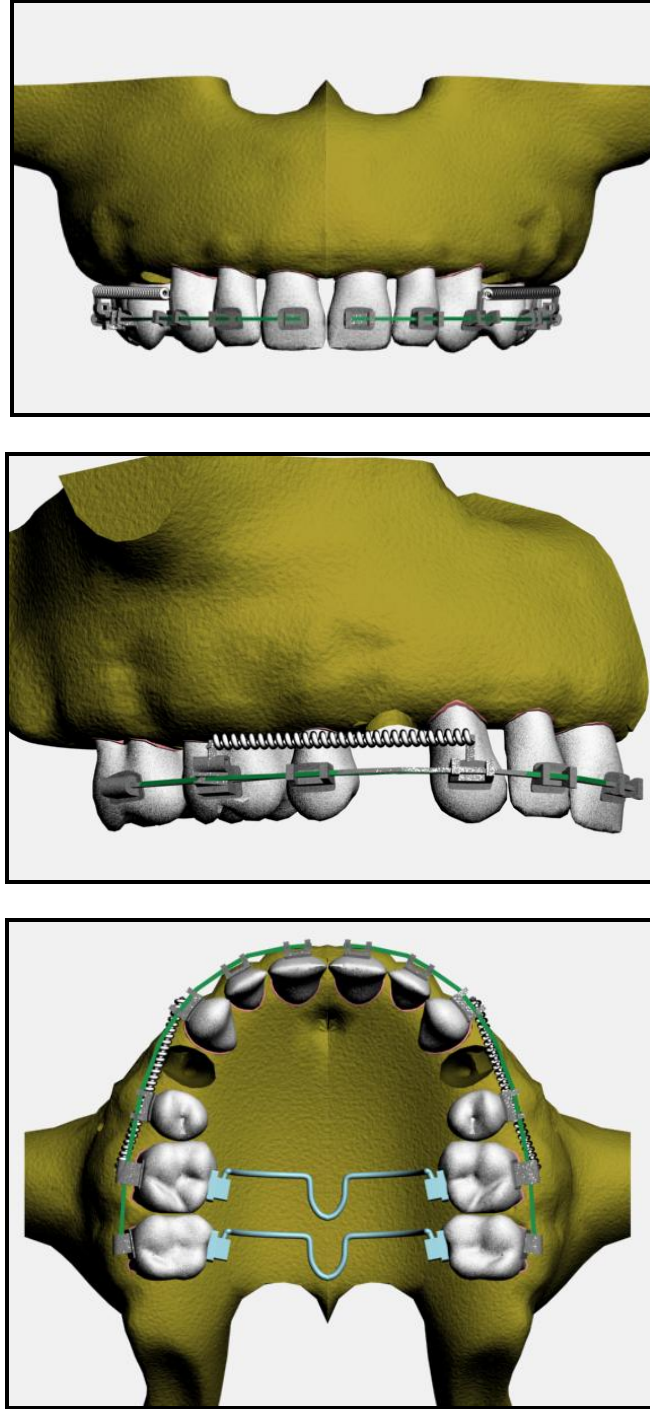
İkinci molarlar dahil posterior bölgedeki dişler yazılım programı sayesinde birbirine bağlanarak blok haline getirilmiştir.

İkinci modelde kanin dişlerin ortasında yer alan vertikal çıkıntıların uzunluğu 1. molar tüplerinin hookları seviyesinde ayarlanmış ve vertikal çıkıntı ile hook arasına kuvvet elamanı olarak Ni-Ti kapalı sarmal yay yerleştirilmiştir.

İkinci modelde de 0.018 inç slotlu braketler ve üst ikinci molar dişleri de kapsayan 0.016x0.022 inç paslanmaz çelik ark teli kullanılmıştır.



Şekil 9: Birinci modelin önden, yandan ve oklüzalden görünümü



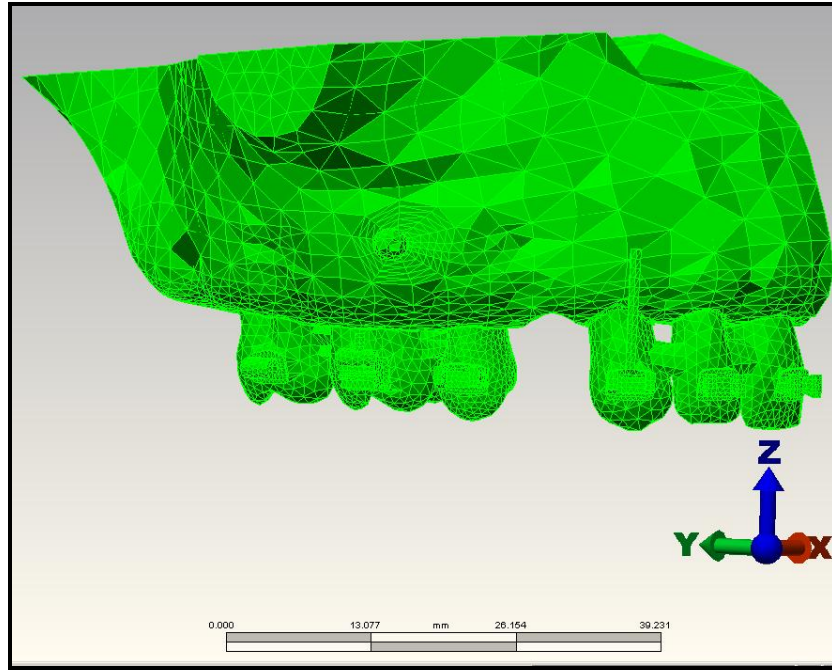
Şekil 10: İkinci modelin önden, yandan ve oklüzalden görünümü

Araştırmamızda her iki modelde de modelleme sırasında sağ ve sol taraf arasında standardizasyon sağlamak amacıyla ayna görüntüsü kullanılmıştır. Ayrıca braketler ve ark telleri arasında, metal ile metalin sürtünme kat sayısı 0.2 olarak tanımlanmıştır.

3.2. Matematiksel modellerin oluşturulması

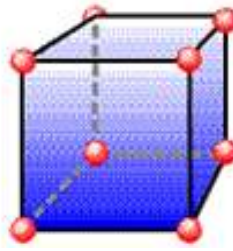
3.2.1. Ağ Yapının Oluşturulması

Rhinoceros'da oluşturulan model setleri, analizi yapılmak üzere 3 boyutlu koordinatlar korunarak Algor Fempro (Autodesk Inc, Pittsburgh, PA, USA) yazılım programına aktarılmıştır. Rhinoceros'da yüzey şeklinde yapılan ağ yapının oluşturulması işlemi, Fempro yazılımında katı model şeklinde yapılmıştır. Burada modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrildi.



Şekil 11: Matematiksel modellerin oluşturulması

Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde, modelde oluşturabildiği kadar çok 8 düğümlü elemanlar kullanılmaktadır. 8 düğümlü elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 düğümlü, 6 düğümlü, 5 düğümlü ve 4 düğümlü elemanlar kullanılmaktadır.



Şekil 12: 8 düğümlü 3D Brick eleman

Araştırmamızda modeller mümkün olabildiğince 8 düğümlü elemanlardan oluşturulmuştur. Bu sayede mümkün olan en az sayıda eleman sayısı ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmuş ve analiz kolaylaştırılmıştır. Araştırmamızda kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları Tablo 3-1’ de verilmektedir.

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
1. Model	22549	111141
2. Model	23400	109320

Tablo 1: Araştırmamızda kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları

3.2.2. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması

Araştırmamızda kullanılan tüm modeller lineer elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Kullanılan malzeme değerleri Tablo 3-2’ de verilmektedir.

Malzeme	Elastikiyet modülü (Young Modülü)	Poisson Oranı
Çelik (Braket, ark teli, TPA)	209860	0.3
Diş	18600	0.31
Periodontal ligament	0.69	0.45
Spongioz kemik	1370	0.3
Kortikal kemik	15000	0.3

Tablo 2: Araştırmamızda kullanılan malzeme değerleri

3.2.3. Sınır Koşullarının Tanımlanması

Araştırmamızda kullanılan modeller kortikal kemiğin 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.

Birinci modelde mini-vidalardan kanin braketlerinin ortasında yer alan ve mini-vidalar ile aynı seviyede olan vertikal çıkıntılara, ikinci modelde ise birinci molar tüplerinin hooklarından kanin braketlerinin ortasında yer alan vertikal çıkıntılara oklüzal düzleme paralel distal yönlü 150 gr kuvvet uygulanmıştır.

Araştırmamızda 2 farklı tasarımda ve yükleme koşulunda toplam 2 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.

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.

4. BULGULAR

Araştırmamızda; farklı ankraj ünitelerinin kullanıldığı üst birinci küçük azı çekimli tedavilerde, kanin distalizasyonu için uygulanan kuvvetler sonucu ankraj üniteleri ve dişlerde meydana gelen gerilmeler ile transversal, ön-arka ve dik yöndeki yer değiştirmeler sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen bulgular kuvvetin ilk uygulama anında elde edilen değerleri göstermektedir. Bu analiz sonucunda, dişler üzerinde ve mini-vidaların çevresinde seçilen düğümlere ait Von Mises gerilmeleri, maksimum, minimum gerilme değerleri ile transversal, ön-arka ve dikey yöndeki yer değiştirme miktarları elde edilmiştir. X eksen transversal yönü, Y eksen sagittal yönü ve Z eksen de vertikal yönü temsil etmektedir. Araştırmamızda eksenleri gösteren oklar şekillerin sağ alt kısımlarında yer almakta olup "x" ile gösterilen oklar palatinal yönü, "y" ile gösterilen oklar distal yönü, "z" ile gösterilen oklar ise sulkusa bakan yönü göstermektedir.

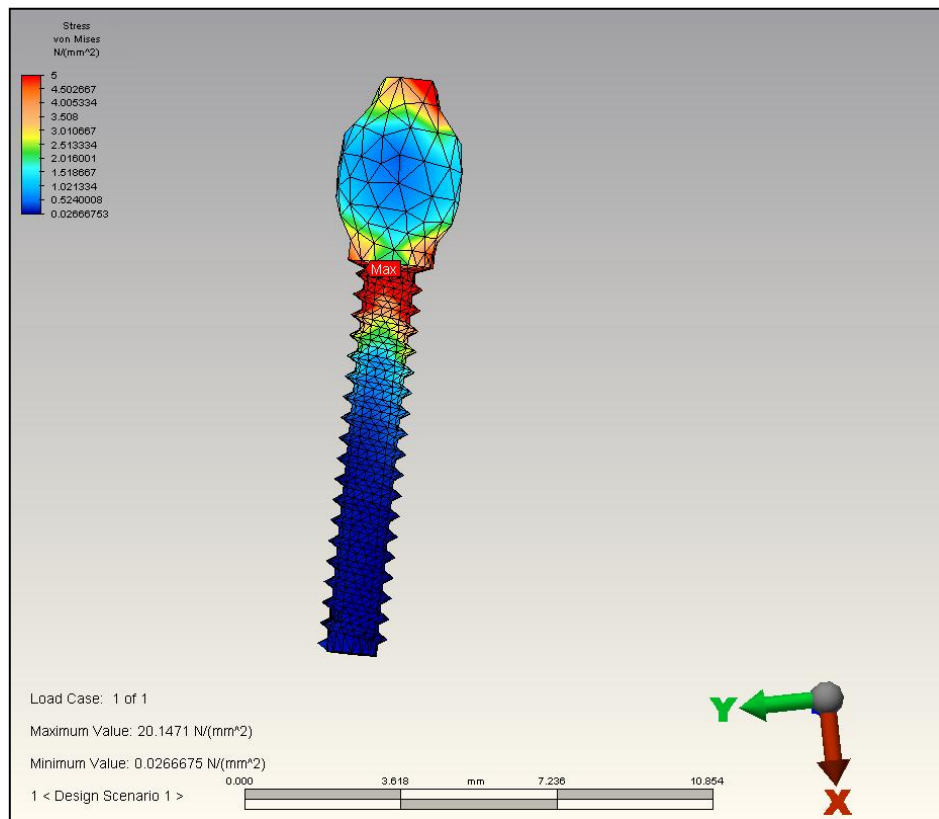
Sonlu elemanlar analizinde Von Mises gerilmeleri, maksimum, minimum gerilme değerleri ve transversal, ön-arka ve dikey yöndeki yer değiştirme miktarları bir renk skalasına göre görselleştirilmektedir. Buna göre, Von Mises gerilmelerini gösteren şekillerde kırmızı renkle gösterilen alanlar maksimum gerilmenin meydana geldiği alanlar olup, mavi ile gösterilen alanlar minimum gerilme alanlarını göstermektedir. 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 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. Birinci Modele Ait Bulgular

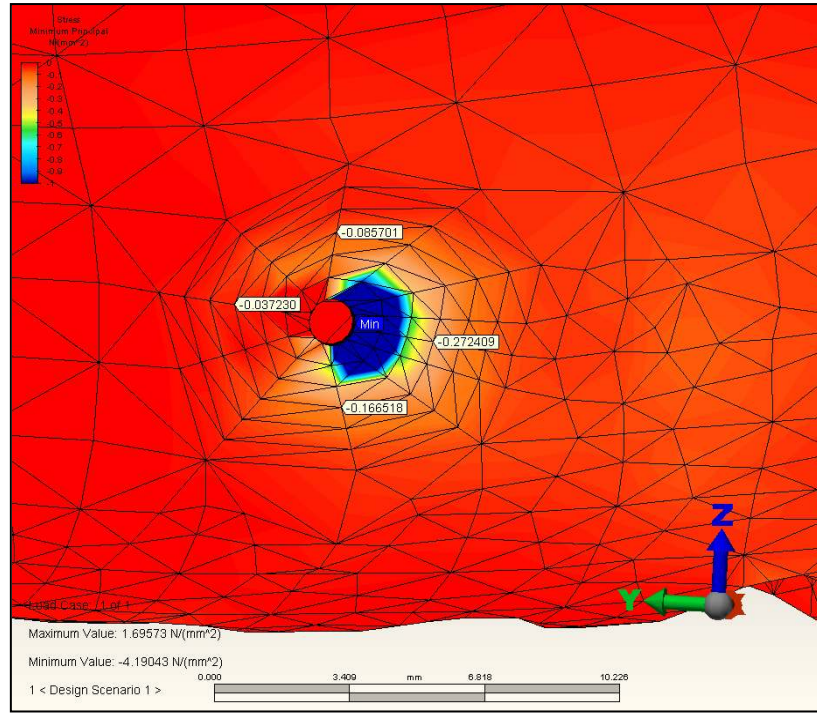
Birinci modelde ankraj ünitesi olarak sağ-sol birinci büyük azı ile ikinci küçük azı dişleri arasına yerleştirilen mini-vidalar kullanılmış ve kanin dişlerinden mini-vida distal yönlü 150 gr kuvvet uygulanmıştır (Şekil 9).

4.1.1. Mini-vida ve çevresindeki gerilme değerleri

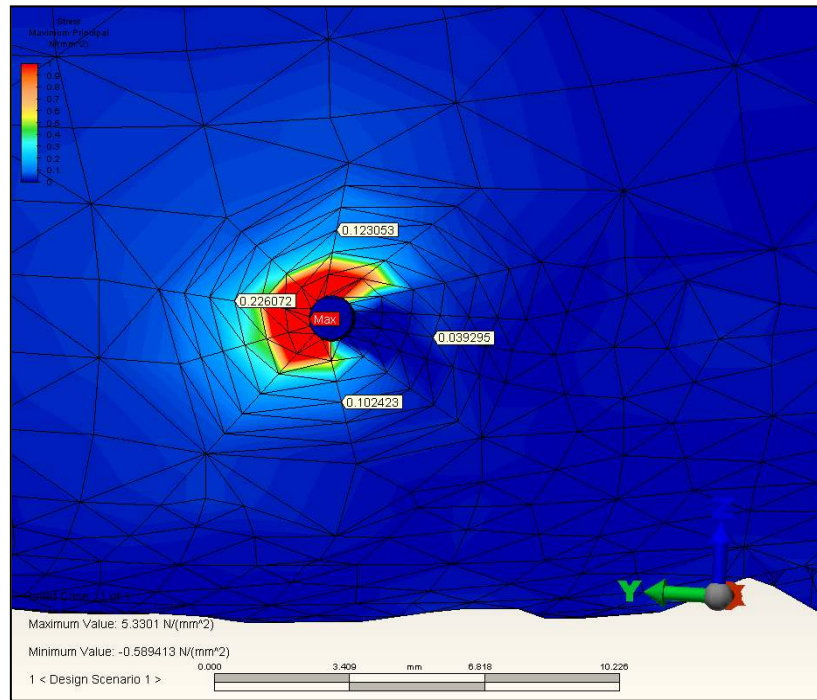
Uygulanan kuvvet sonucu mini-vidalarda oluşan gerilmeler Şekil 13’de gösterilmektedir. Buna göre en fazla gerilme, mini-vidanın boyun kısmının oklüzale bakan kısmında gerçekleşmiştir. Mini-vida çevresindeki maksimum ve minimum gerilme değerleri ise Şekil 14’de verilmektedir. Gerilme alanları incelendiğinde en fazla gerilmenin kuvvetin uygulama yönünün tersi olan mini-vidaların distalinde (0.226 N/mm^2) (Şekil 14-a) en fazla sıkışmanın ise kuvvetin uygulama yönü olan mini-vidaların mesialinde (-0.272 N/mm^2) (Şekil 14-b) gerçekleştiği gözlemlenmektedir.



Şekil 13: Mini-vida çevresindeki gerilmeler



(a)

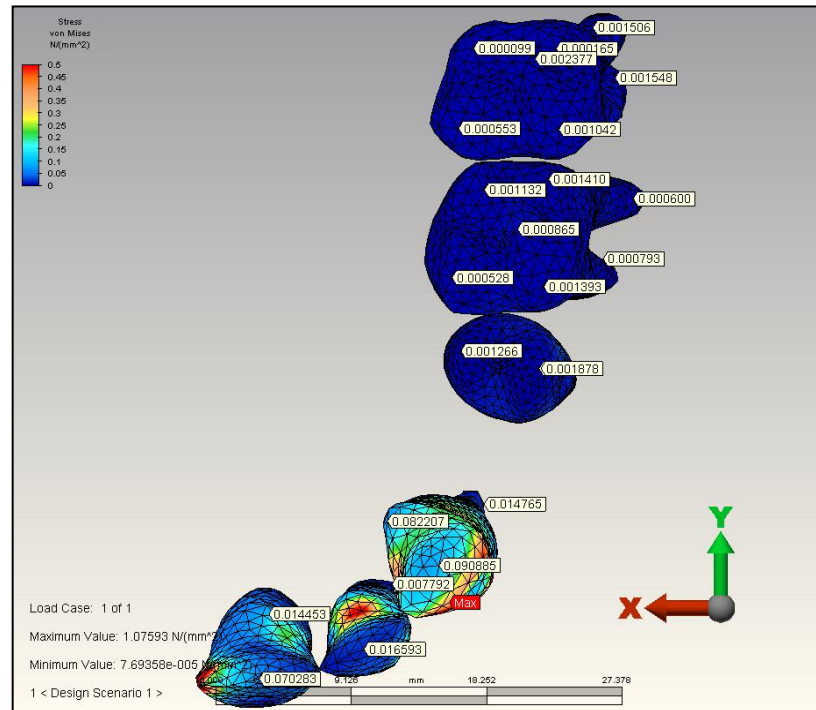


(b)

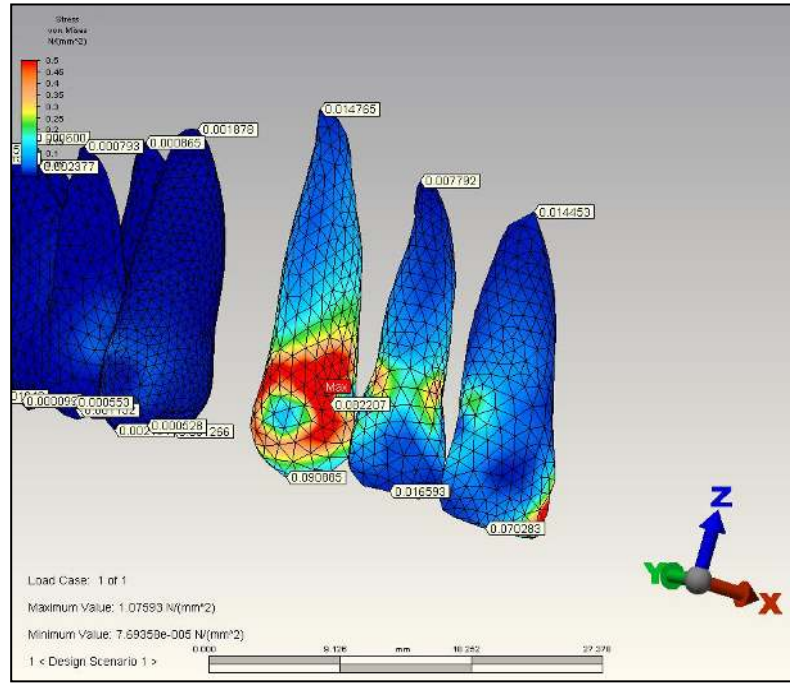
Şekil 14: Mini-vida çevresindeki maksimum ve minimum gerilme değerleri

4.1.2. Dişlerdeki Gerilme değerleri

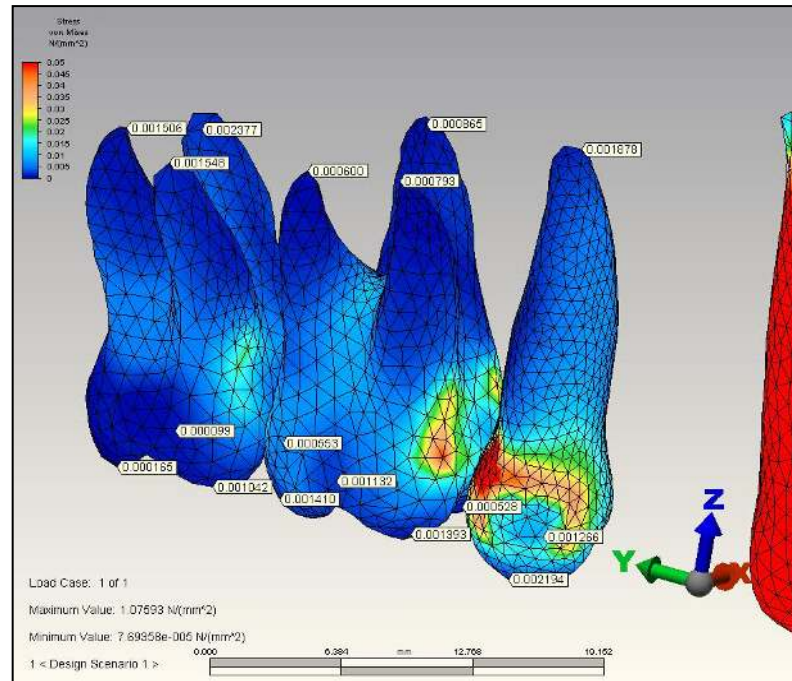
Birinci modelde analiz sonucu dişlerin etrafında oluşan gerilmeler Şekil 15, Şekil 16 ve Şekil 17’de gösterilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en fazla gerilme kanin dişlerinin meziobukkal yüzeylerinin kole bölgesinde görülmektedir. Ayrıca kanin dişlerinin bukkal yüzeylerinin kole çevresi ile santral dişlerin meziainsizal kenarlarında ve lateral dişlerin singulumları üzerinde de yoğun gerilme alanları görülmektedir. (Şekil 15) Posterior dişlerde ise kuvvet uygulaması sonucu meydana gelen gerilmelerin anterior bölgeye göre oldukça az olduğu görülmektedir. (Şekil 16) Posterior dişlerde meydana gelen gerilmeyi kendi içinde değerlendirebilmek amacıyla renklerin göstermiş olduğu değer aralığı azaltılmıştır. (0.5 $\rightarrow$ 0.05 N/mm²) Bunun sonucunda en fazla gerilme 2. küçük azı dişlerinin distobukkalinde görülmektedir. Ayrıca 1. azı dişlerinin meziodistal kökün koleye yakın kısmında ve 2. premolar dişlerin de bukkal yüzeylerinin koleye yakın kısımlarında gerilme görülmektedir. (Şekil 17) Tüm dişlerde kuvvet uygulaması sonucu köklerde kronlara nazaran oluşan gerilmeler oldukça azdır (Şekil 16,17).



Şekil 15: Birinci modelde analiz sonucu kronlardaki gerilmeler

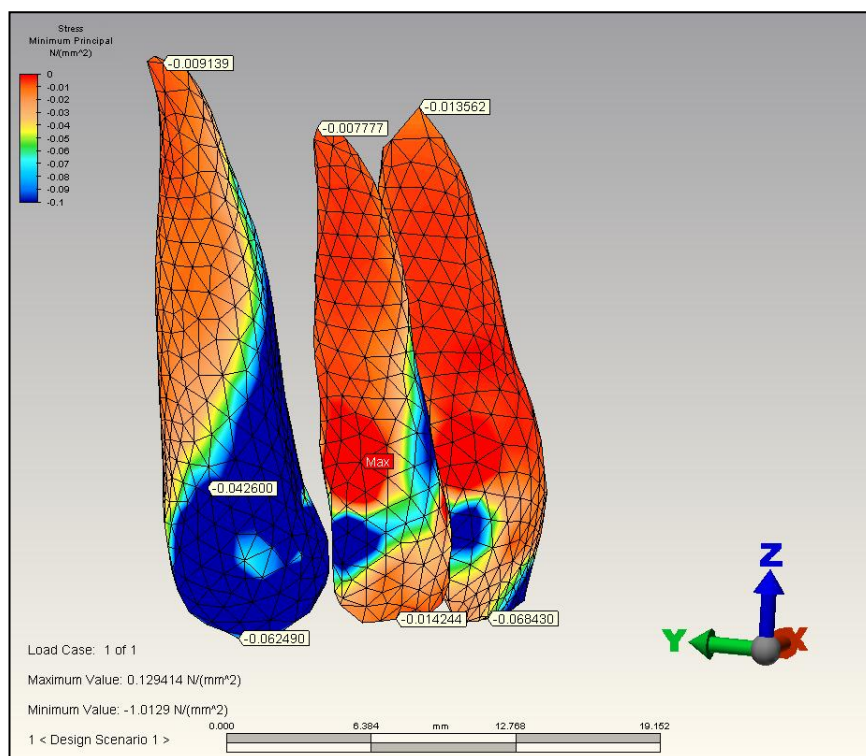


Şekil 16: Birinci modelde analiz sonucu anterior dişlerdeki gerilmeler

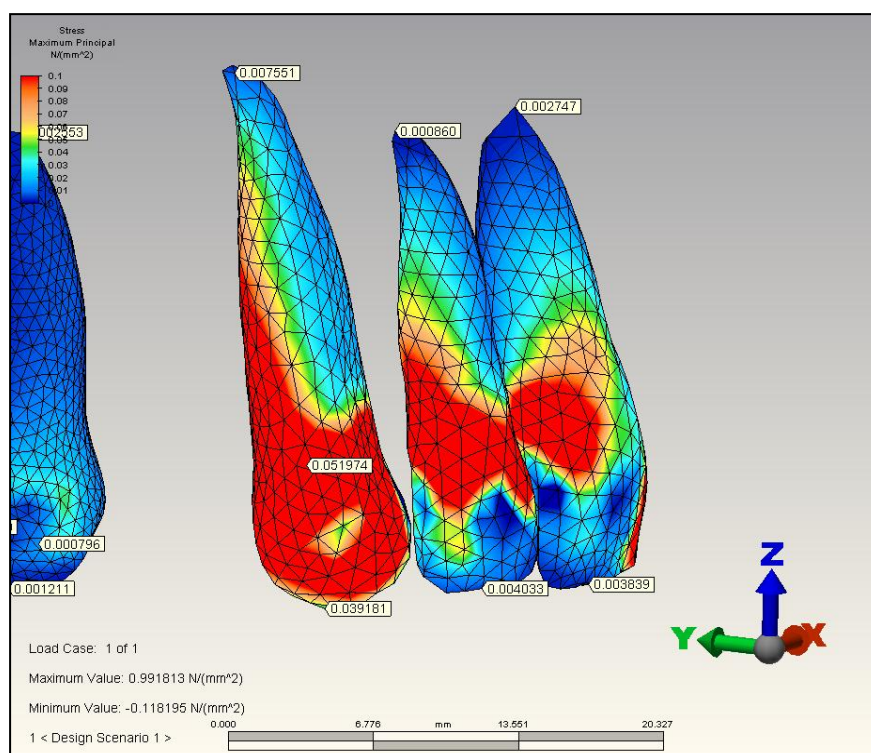


Şekil 17: Birinci modelde analiz sonucu posterior dişlerdeki gerilmeler

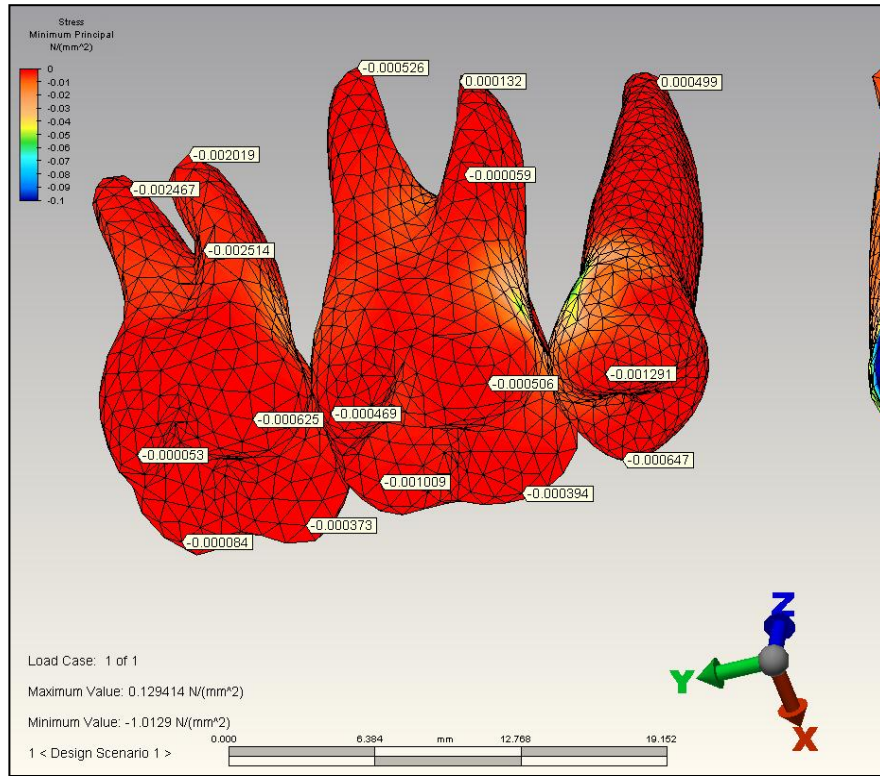
Analiz sonuçlarına göre en az sıkışma lateral dişlerin distalinde, kole bölgesinde görülmektedir (Şekil 18-a). Posterior dişlerde ise gerilme ve sıkışma değerleri oldukça az olmakla birlikte (Şekil 18-c,d) en fazla sıkışma 2. küçük azıların kole seviyesinde distobukkal yüzünde meydana gelmiştir (Şekil 18-d).



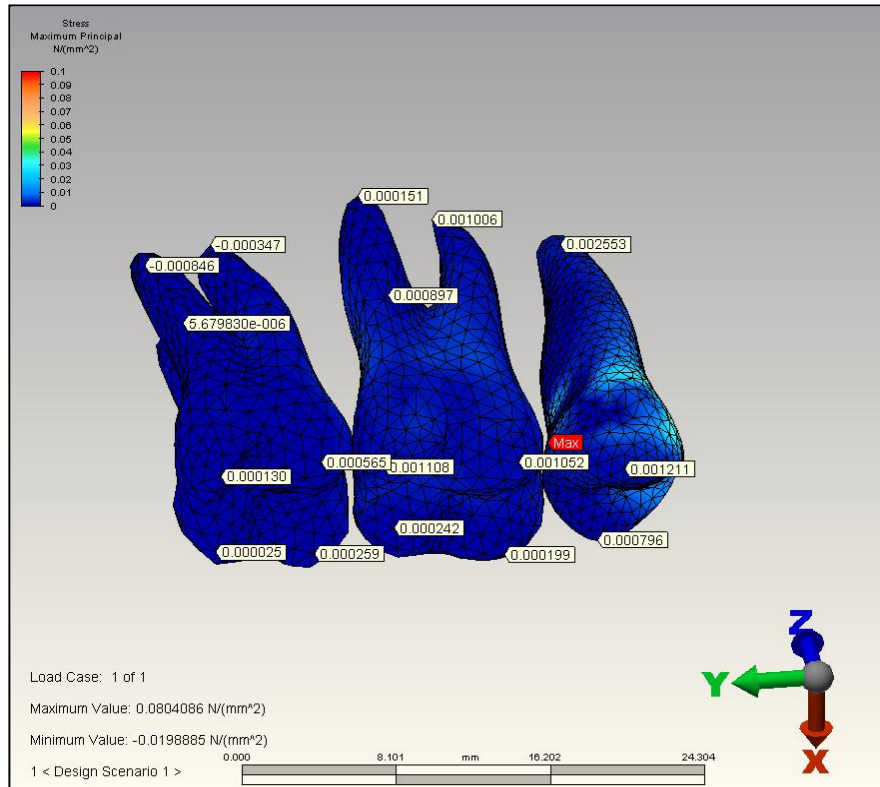
(a)



(b)



(c)

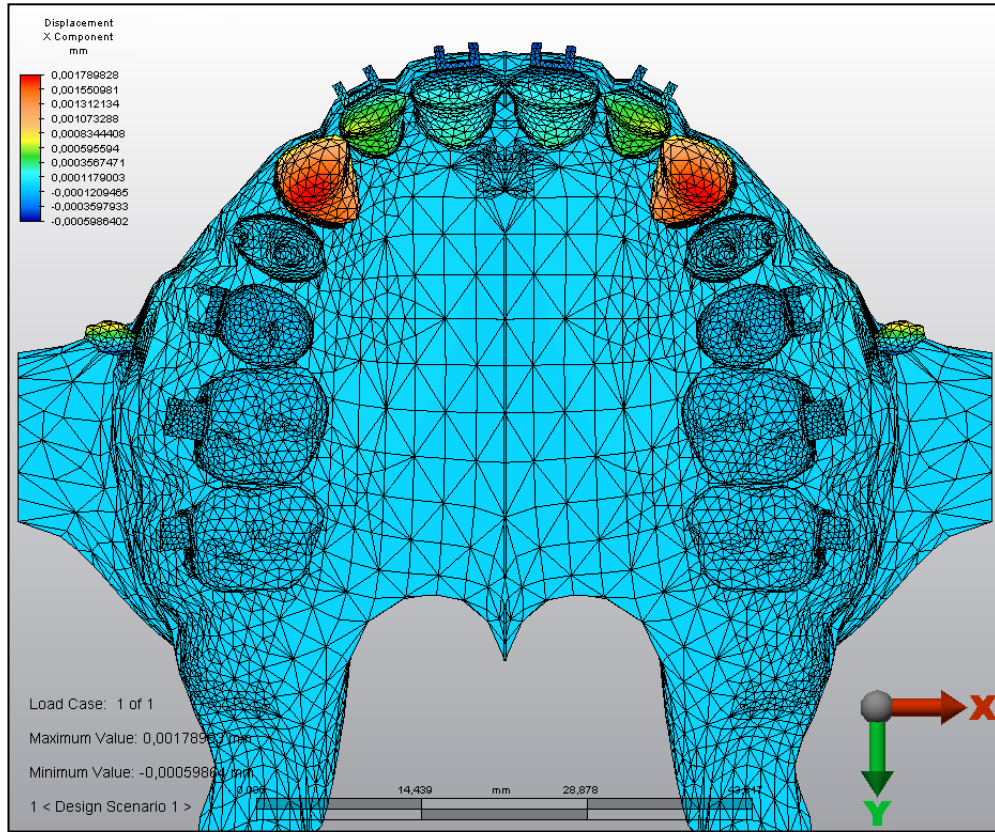


(d)

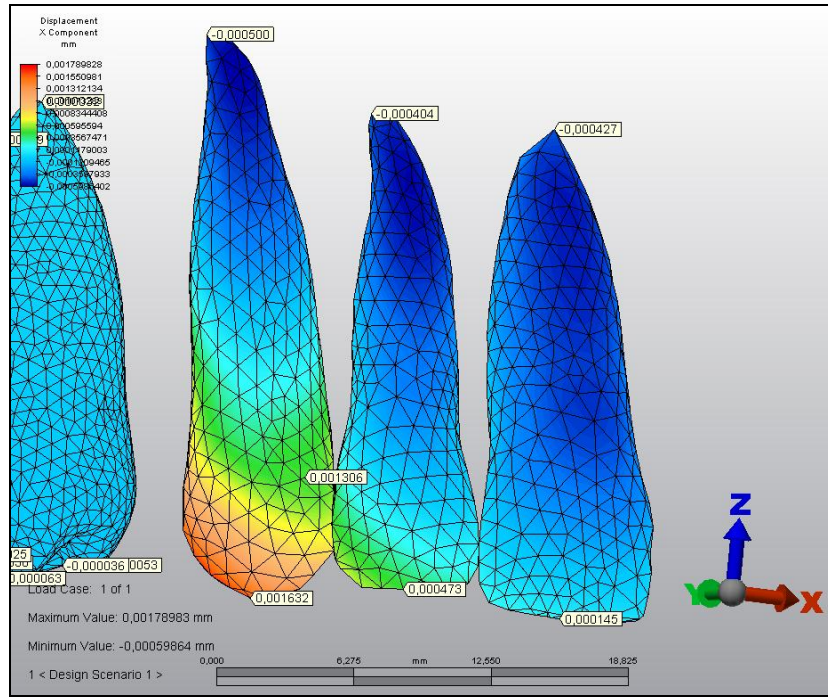
Şekil 18: Birinci modelde dişlerdeki maksimum ve minimum gerilme değerleri

4.1.3. Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeler

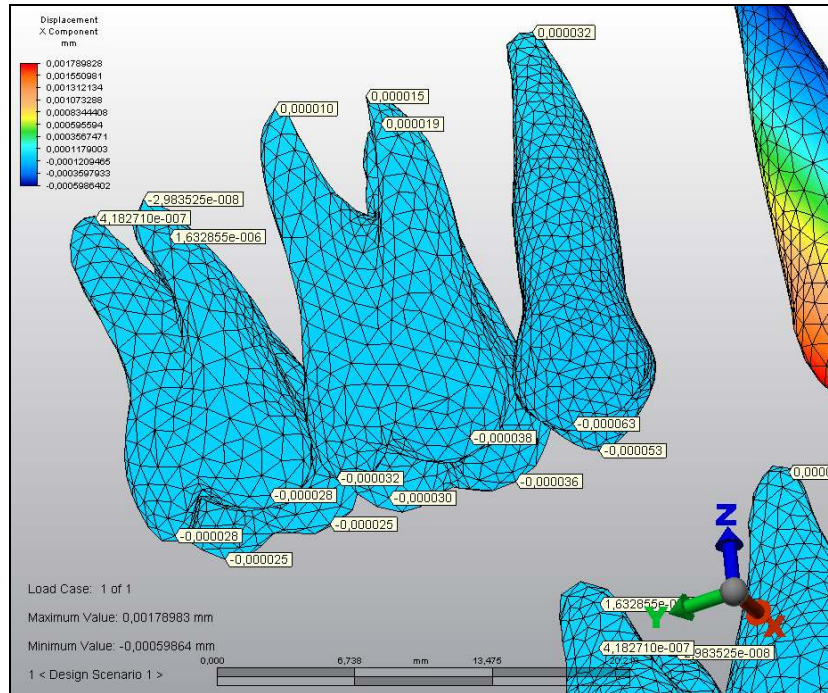
Birinci modelde yapılan analiz sonucu elde edilen transversal yöndeki yer değiştirmeler Şekil 19, Şekil 20 ve Şekil 21’de gösterilmiştir. X ekseninde en fazla yer değiştirmenin kanin dişlerin distoinsizal yüzeylerinde (0.0017 mm) ve distopalatal yönde olduğu görülmektedir. Distopalatal yönde hareket kole bölgesine doğru azalma gösterirken kök ucundaki yer değiştirme önemsenmeyecek kadar azdır. Lateral dişlerin distoinsizal kenarlarında (0.0004 mm) da kanin dişlerine göre çok daha az olmak üzere distopalatal yönde yer değiştirme görülmektedir. Posterior dişlerin kronlarında da çok az miktarda palatal yönde yer değiştirme görülmektedir. (-0.000025-0.000063 mm) Ayrıca analiz sonucunda mini-vidaların mesialinde palatinale doğru yer değiştirme görülmektedir.



Şekil 19: Birinci modelde kronlarda oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler



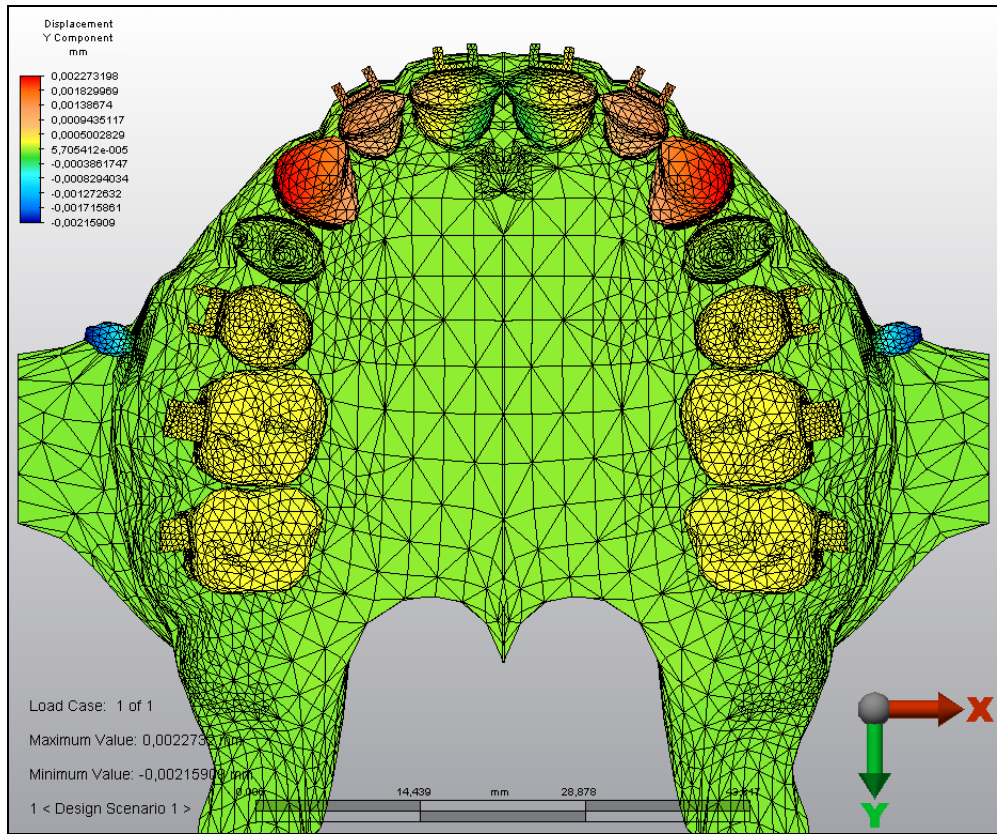
Şekil 4-20: Birinci modelde anterior dişlerde transversal yöndeki yer değiştirmeler



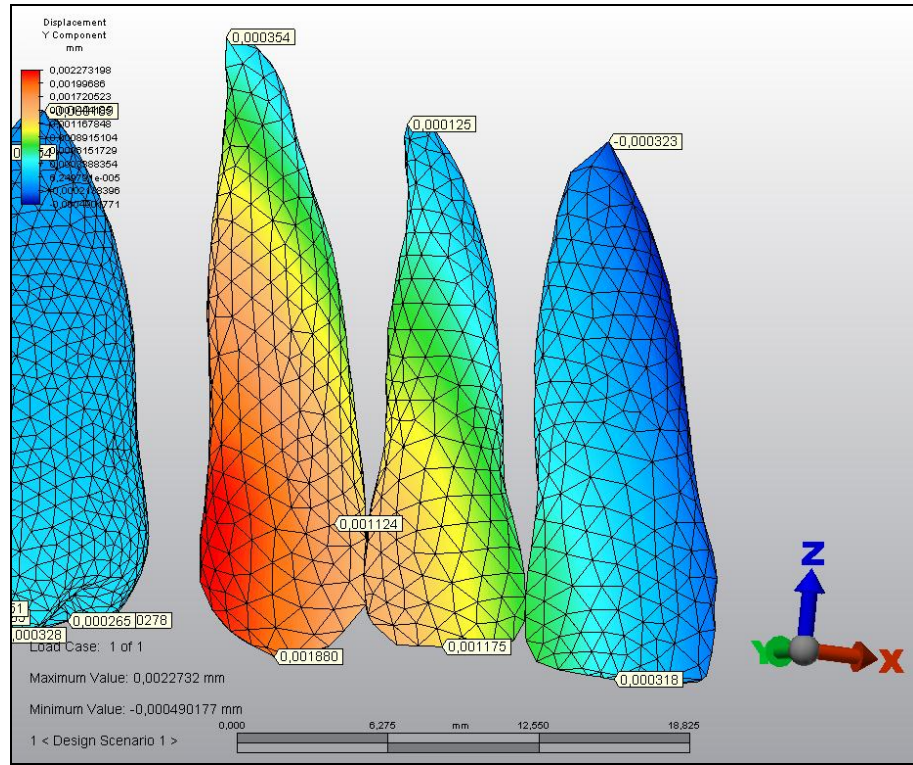
Şekil 21: Birinci modelde posterior dişlerde transversal yöndeki yer Değiştirmeler

4.1.4. Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeler

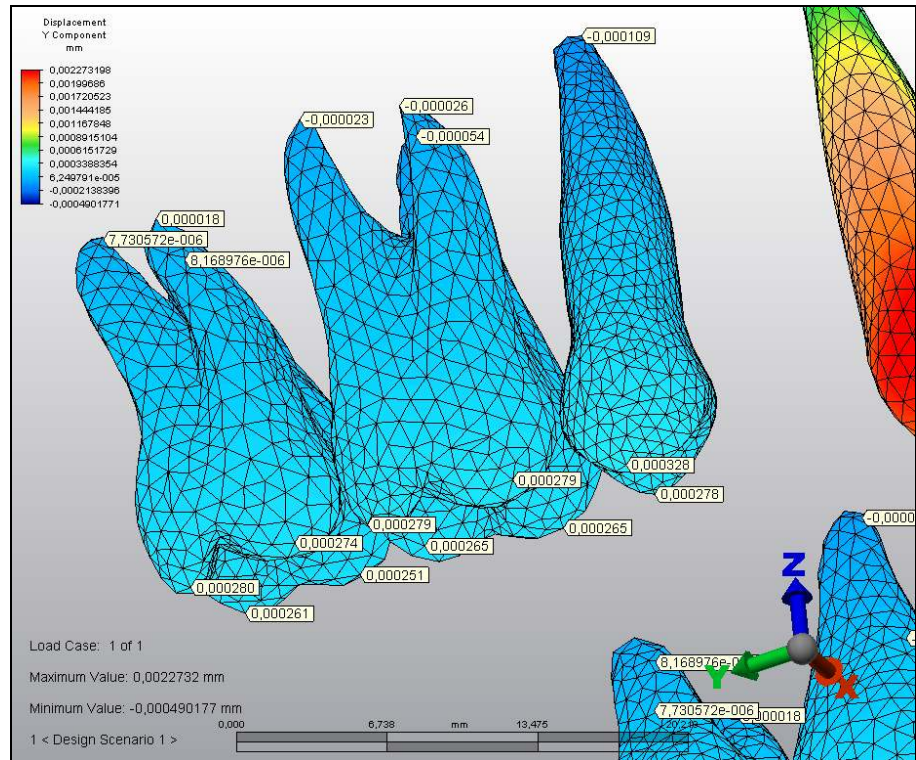
Birinci modelde yapılan analiz sonucu elde edilen ön-arka yöndeki yer değiştirmeler Şekil 22, Şekil 23 ve Şekil 24’de gösterilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde en fazla yer değiştirmenin kanin dişlerin kronlarında (0.001880 mm) distal yönde olduğu görülmektedir. Lateral (0.001175 mm) dişlerde de palatinala doğru yer değiştirme gözlemlenmektedir. Kanin (0.000354 mm) ve lateral (0.000125 mm) dişlerdeki yer değiştirme kök uçlarına doğru azaldığı ve kök uçlarında ise kronlara göre oldukça az olduğu görülmektedir. Posterior dişlerin kronlarında da çok az miktarda distal yönde yer değiştirme izlenmekle beraber köklerde mesiale doğru hareket gözlemlenmektedir (-0.00025-0.00032 mm). Ayrıca analiz sonucunda mini-vidalarda da mesiale doğru yer değiştirme görülmektedir.



Şekil 22: Birinci modelde kronlarda oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler



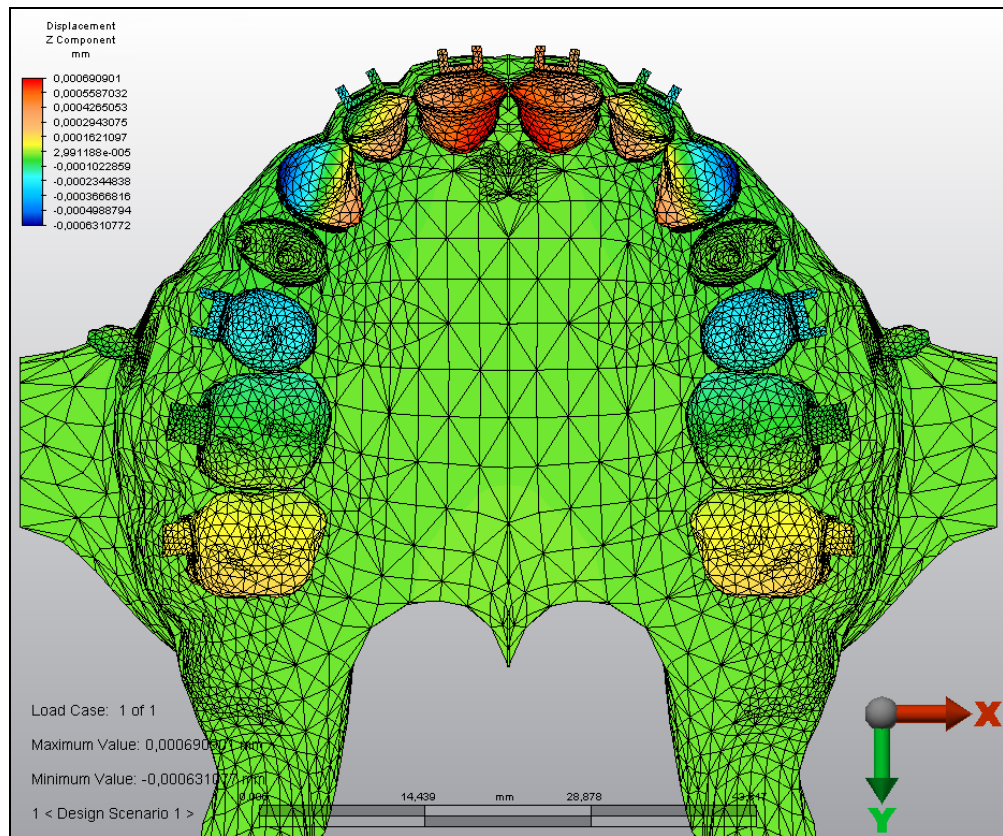
Şekil 23: Birinci modelde anterior dişlerde sagittal yöndeki yer değiştirmeler



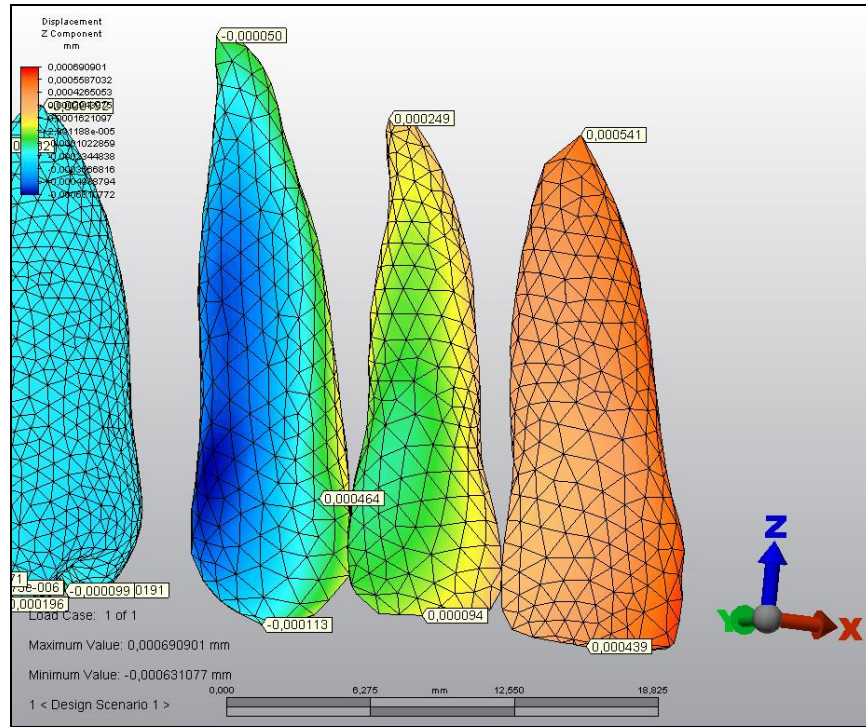
Şekil 24: Birinci modelde posterior dişlerde sagittal yöndeki yer değiştirmeler

4.1.5. Vertikal Yöndeki Yer Değiştirmeler

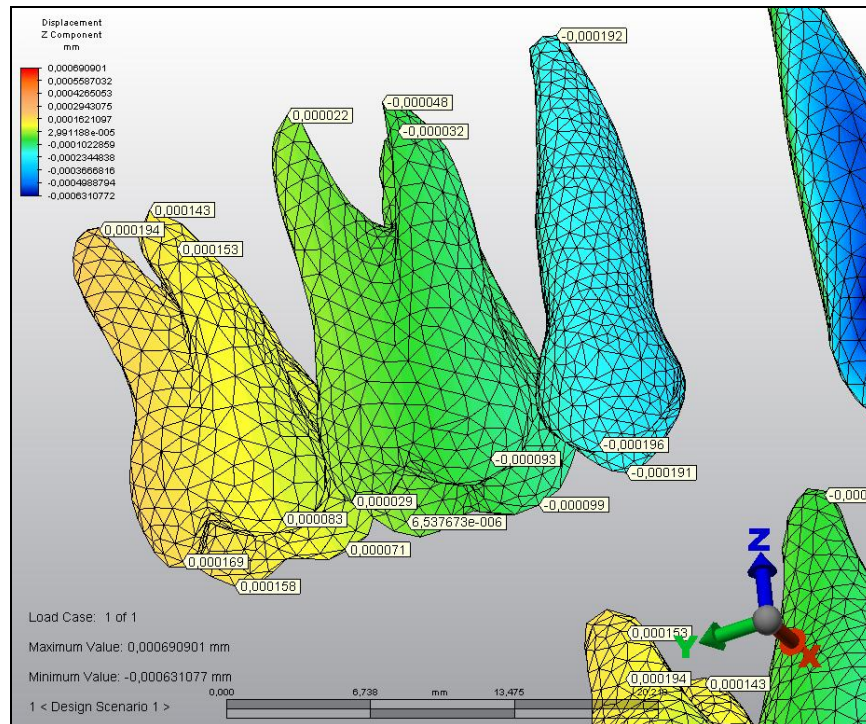
Birinci modelde yapılan analiz sonucu elde edilen dik yöndeki yer değiştirmeler Şekil 25, Şekil 26 ve Şekil 27’de gösterilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde santrallerin palatinalinde en belirgin olmak üzere tüm anterior dişlerin palatinalinde intrüzyon hareketi izlenmektedir. Santral dişlerin (0.00043 mm) mezioinsizal kenarlarında daha çok olmak üzere tüm insizal kenarlarında, lateral dişlerin (0.000094 mm) mezioinsizal kenarlarında ve kanin dişlerin ise singulumlarında intrüzyon hareketi görülmektedir (-0.000113 mm). Laterallerin distobukkal yüzeylerinde ve kaninlerin bukkal yüzeylerinde ise ekstrüzyon hareketi gözlemlenmektedir. Posterior dişlere bakıldığında 2. premolar dişlerde ve 1. molarların mesialinde ekstrüzyon görülürken 1.molarların distalinde ve 2. molarlarda az miktarda intrüzyon görülmektedir. Analiz sonucunda mini-vidalarda dikey yönde yer değiştirme görülmemektedir.



Şekil 25: Birinci modelde kronlarda oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler

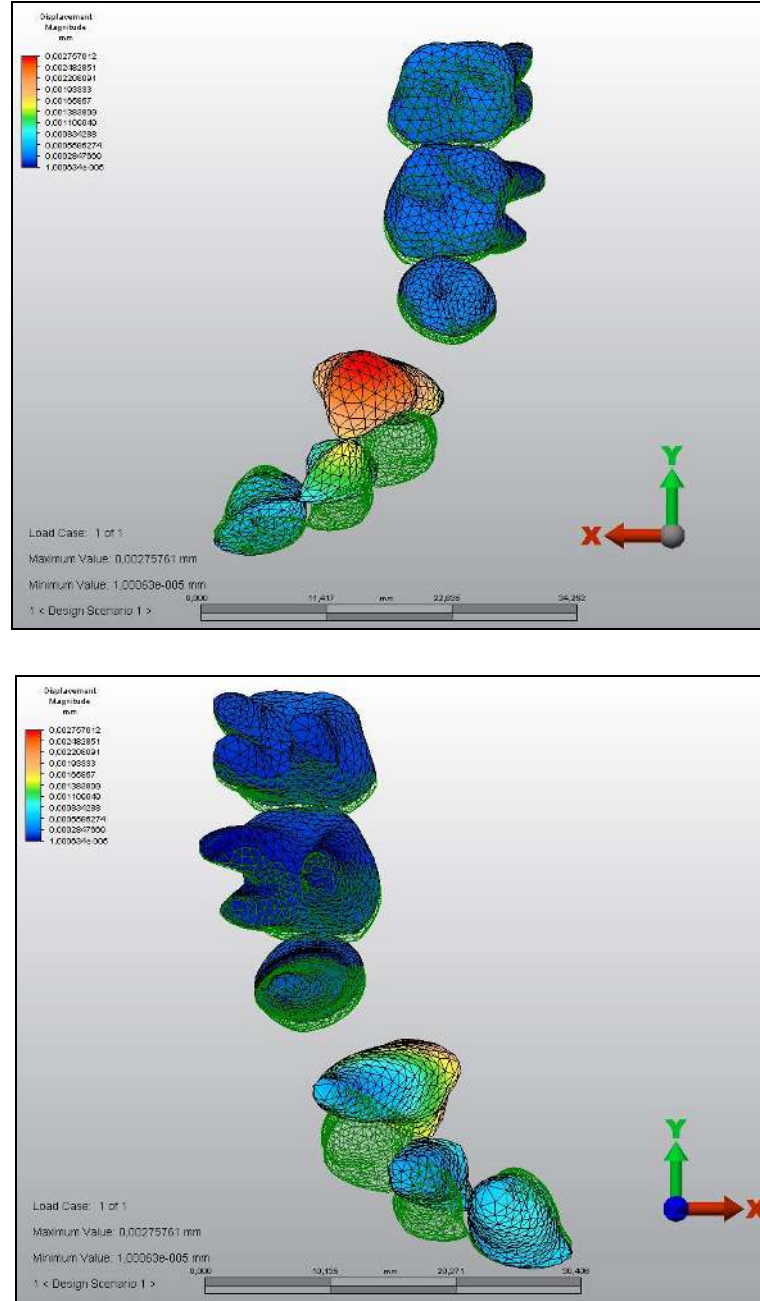


Şekil 26: Birinci modelde anterior dişlerde vertikal yöndeki yer değiştirmeler



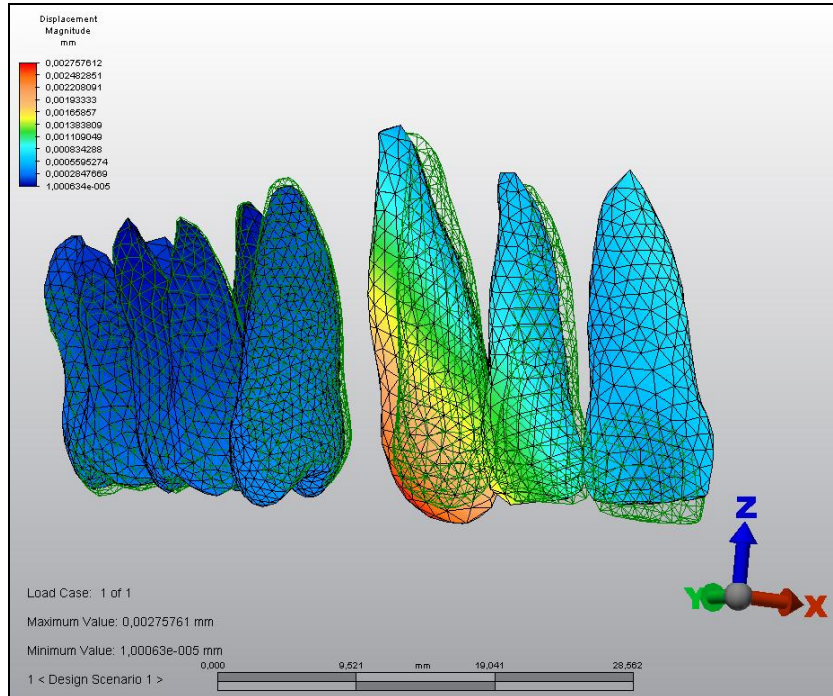
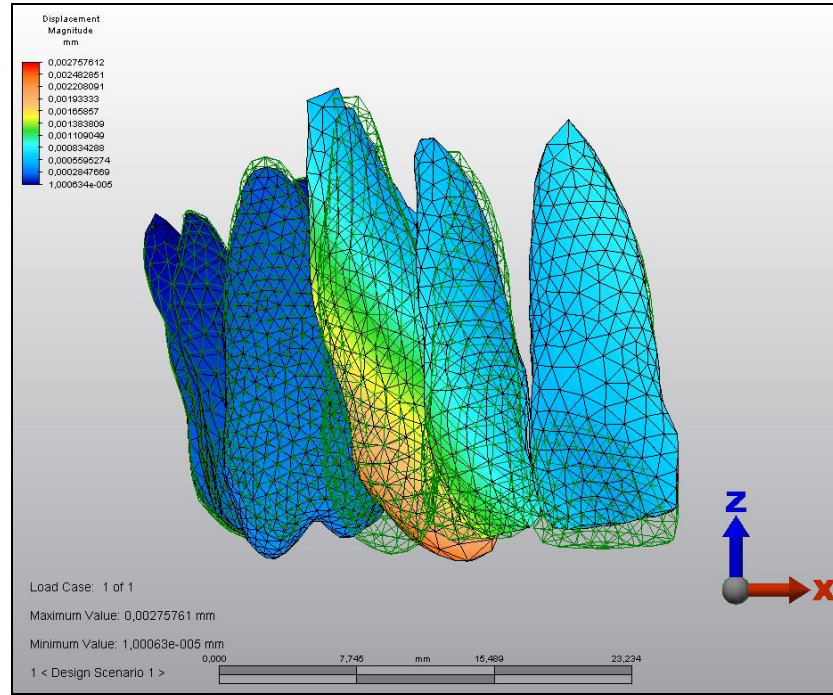
Şekil 27: Birinci modelde posterior dişlerde vertikal yöndeki yer değiştirmeler

Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması Şekil 28’ de gösterilmiştir. Analiz sonuçları özetlenecek olursa; kuvvet uygulaması sonucu kanin dişlerde daha fazla olmak üzere kanin ve lateral dişlerin kronlarında distopalatal yönde hareket olmaktadır. Posterior dişlerin kronlarında da distale doğru hareket meydana gelmektedir.



Şekil 28: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması (Oklüzal görünüm)

Ayrıca santrallerde ve lateral dişlerin mezioinsizalinde intrüzyon görülürken kaninlerde ve laterallerin distoinsizallerinde ekstrüzyon görülmektedir.



Şekil 29: Birinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması (Labialden görünüm)

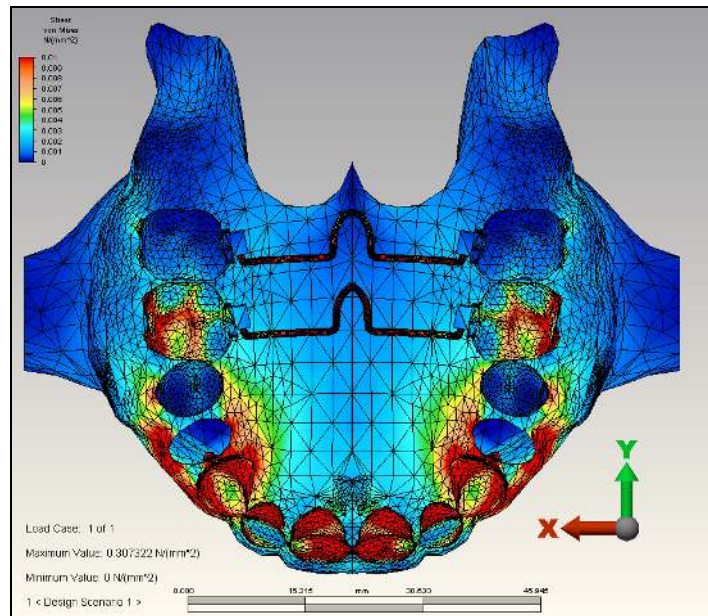
4.2. İkinci Modele Ait Bulgular

İkinci modelde ankraj ünitesi olarak sağ-sol birinci ve ikinci büyük azı dişler ile bu dişlere yerleştirilen transpalatal arklar kullanılmıştır ve kanin dişlerinden birinci büyük azı dişlerindeki bukkal tüplerin hooklarına distal yönlü 150 gr kuvvet uygulanmıştır (Şekil 10).

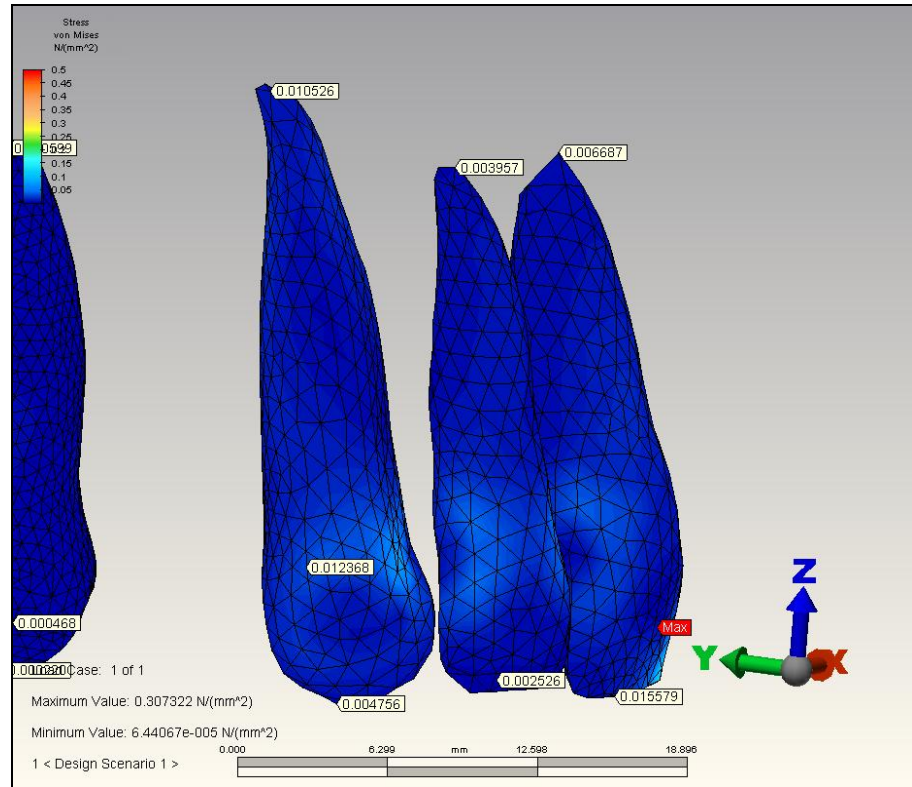
4.2.1. Dişlerdeki gerilme değerleri

İkinci modelde analiz sonucu dişlerin etrafında oluşan gerilmeler Şekil 32, Şekil 33 ve Şekil 34’de gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu anterior dişlerin tümünde ve 1. molar dişlerin bukkal yüzeylerinde yoğun gerilme alanları görülmektedir. Anterior bölgede en yoğun gerilim alanı santral dişlerde yer almaktadır.

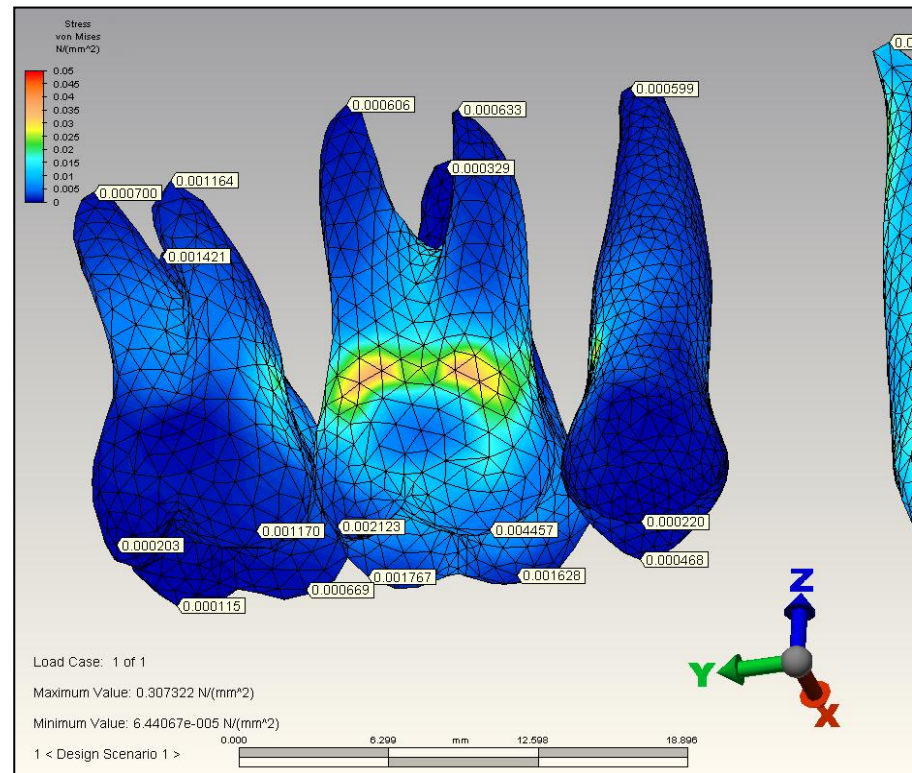
Kuvvet uygulaması sonucu sağ-sol 1. molarlara yerleştirilmiş 1. transpalatal ark üzerinde yoğun gerilme alanları görülürken bu gerilme dişlerin palatinal yüzeylerine yaklaşıldıkça azalmakta ve transpalatal arkın sheath'lere giren kısımda ise yeniden artmaktadır. Sağ-sol 2. molarları birbirine bağlayan 2. transpalatal arkta ise 1. transpalatal arka göre arkın omega loop kısmında distale doğru daha az gerilme alanları görülmektedir. Dişlerdeki maksimum ve minimum gerilme değerleri ise Şekil 35’de verilmektedir. Gerilme değerleri incelendiğinde en fazla gerilme santral dişlerin mezioinsizal kısımlarında gözlemlenmektedir.



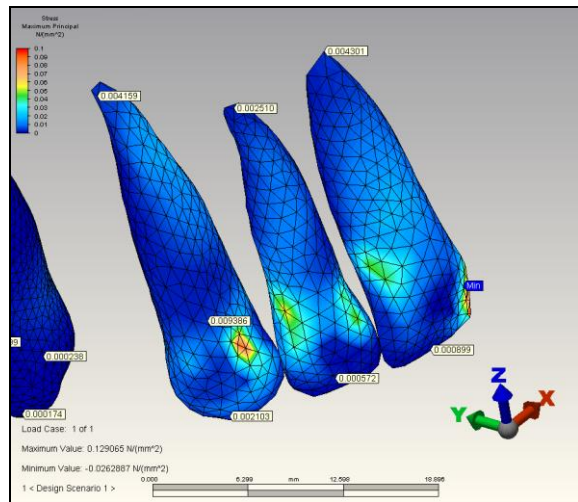
Şekil 32: İkinci modelde analiz sonucu kronlardaki gerilmeler



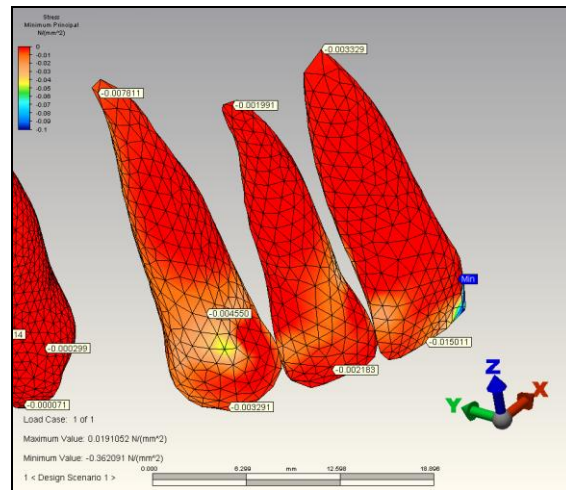
Şekil 33: İkinci modelde analiz sonucu anterior dişlerdeki gerilmeler



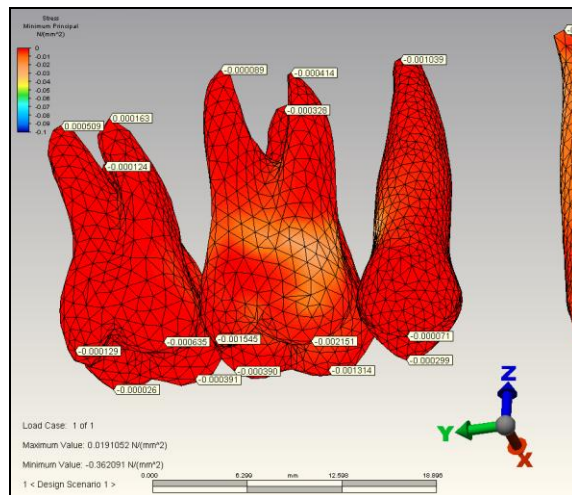
Şekil 34: İkinci modelde analiz sonucu posterior dişlerdeki gerilmeler



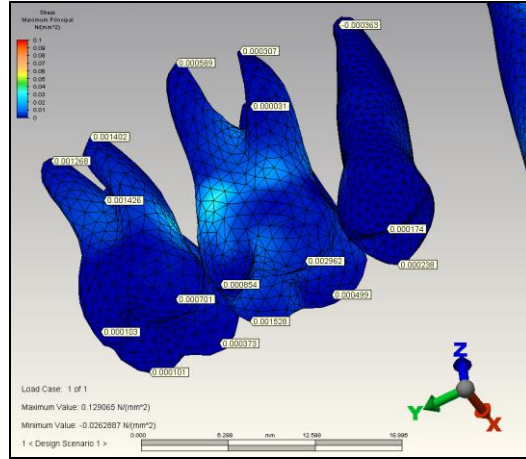
(a)



(b)



(c)

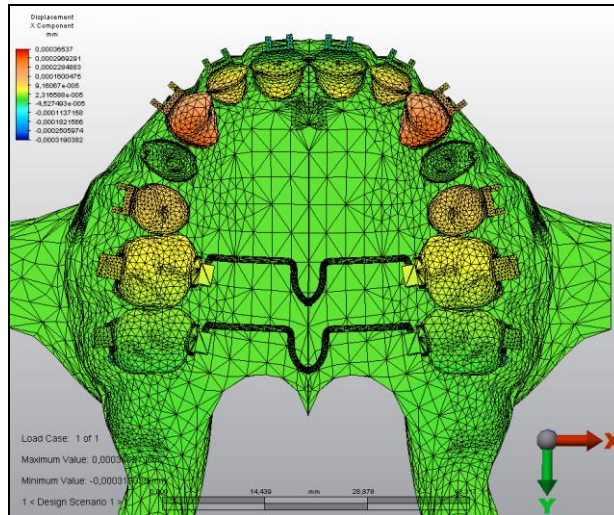


(d)

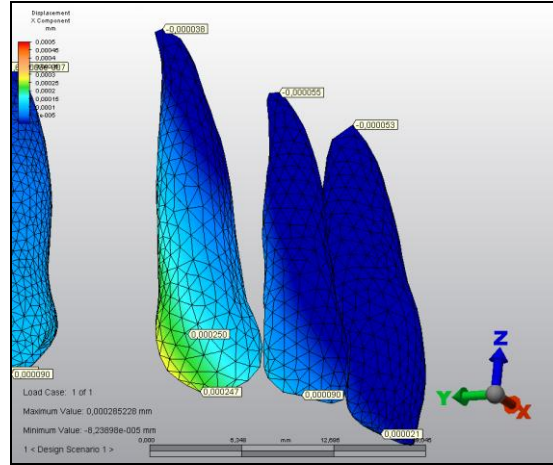
Şekil 35: İkinci modelde dişlerdeki maksimum ve minimum gerilme değerleri

4.2.2. Transversal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

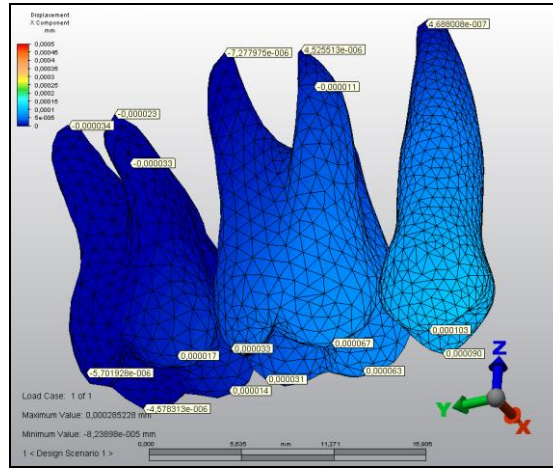
İkinci modelde analiz sonucu transversal yöndeki yer değiştirmeler Şekil 36, Şekil 37 ve Şekil 38’de gösterilmiştir. X ekseninde en fazla yer değiştirmenin kanin dişlerin distoinsizal yüzeylerinde (0.0036 mm) ve distopalatal yönde olduğu görülmektedir. Distopalatal yönde hareket kole bölgesine doğru azalma gösterirken kök ucundaki yer değiştirme ters yönde olmakla birlikte önemsenmeyecek kadar azdır (-0.000038 mm). Posterior dişlerin kronlarında da 2. premolar dişlerden 2. molar dişlere doğru azalacak şekilde palatal yönde minimum düzeyde yer değiştirme görülmektedir (0.000103-0.000014 mm). Analiz sonucunda transpalatal arkların her ikisinde de x ekseninde minimum düzeyde yer değiştirme görülmektedir.



Şekil 36: İkinci modelde kronlarda oluşan transversal yöndeki yer değiştirmeler



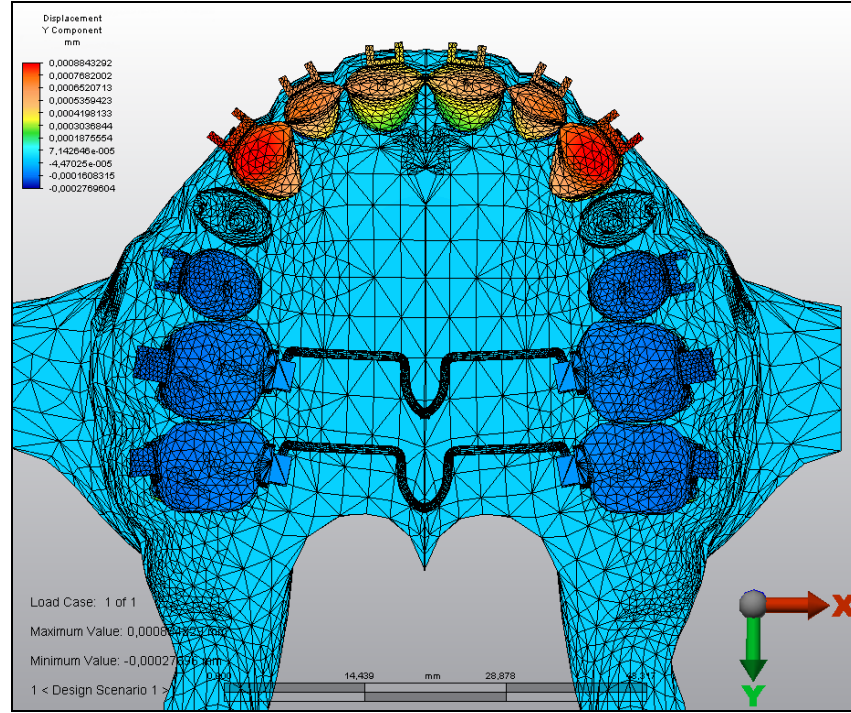
Şekil 37: İkinci modelde anterior dişlerde transversal yöndeki yer değiştirmeler



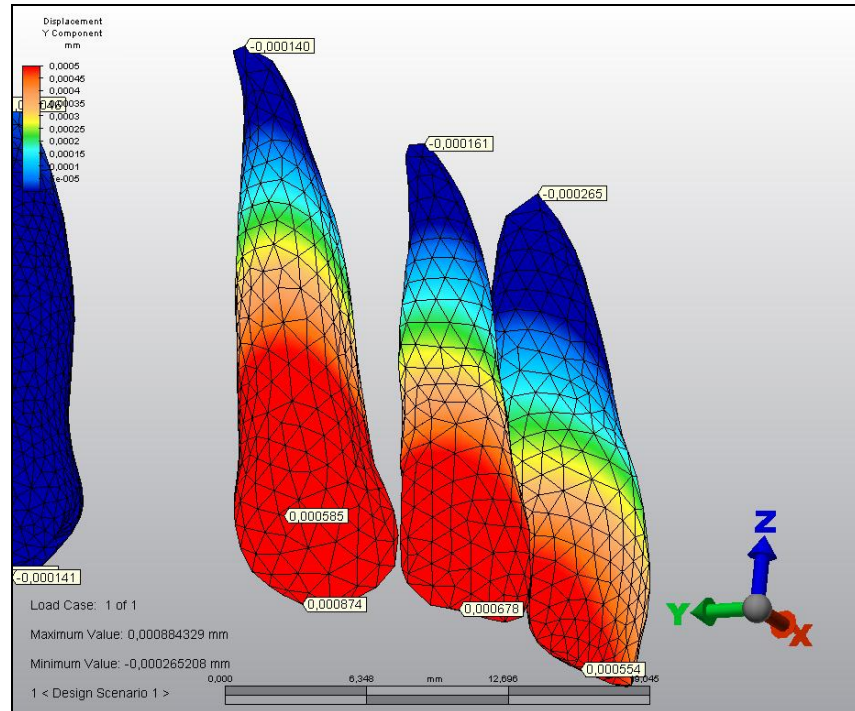
Şekil 38: İkinci modelde posterior dişlerde transversal yöndeki yer değiştirmeler

4.2.3 Sagittal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

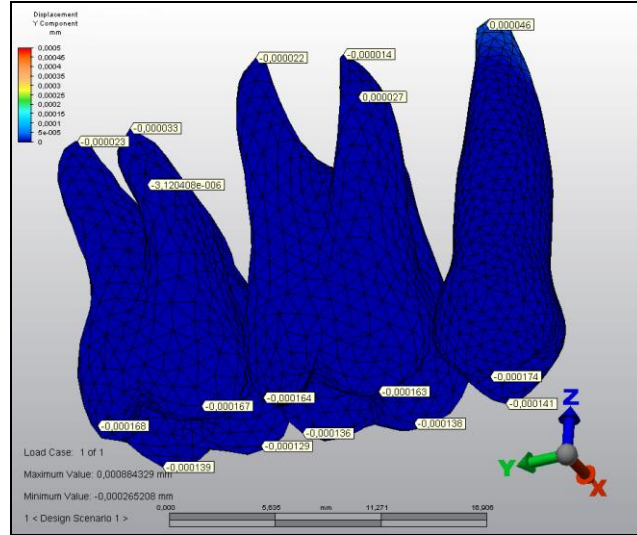
İkinci modelde yapılan analiz sonucu elde edilen ön-arka yöndeki yer değiştirmeler Şekil 39, Şekil 40 ve Şekil 41’de gösterilmektedir. Sonuçlar incelendiğinde Y ekseninde en fazla yer değiştirme kanin dişlerin kronlarında (0.000884 mm) distal yönde gözlemlenmektedir. Lateral ve santral dişlerde ise kronlarda palatine doğru, köklerde ise bukkale doğru yer değiştirme görülmektedir. Posterior dişlerin kronlarında da az miktarda mesial yönde yer değiştirme görülmekle beraber 2. premolar dişlerin köklerinde distale doğru yer değiştirme gözlemlenmektedir (0.000046 mm). Ayrıca analiz sonucunda transpalatal arklarda mesial yönde az miktarda yer değiştirme görülmektedir.



Şekil 39: İkinci modelde kronlarda oluşan sagittal yöndeki yer değiştirmeler



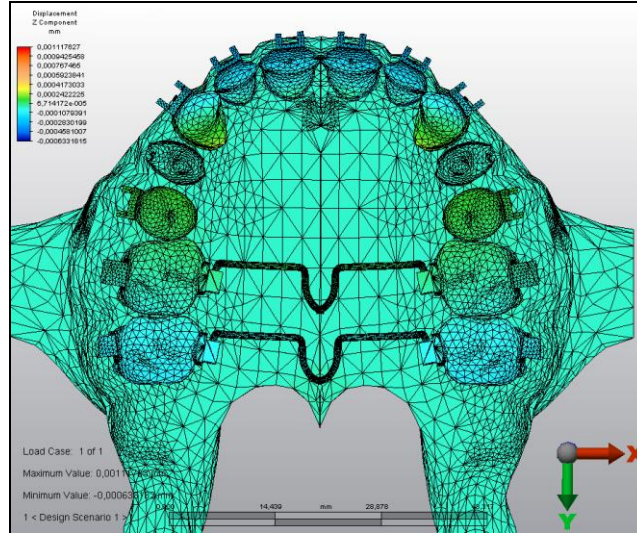
Şekil 40: İkinci modelde anterior dişlerde sagittal yöndeki yer değiştirmeler



Şekil 41: İkinci modelde posterior dişlerde sagittal yöndeki yer değiştirmeler

4.2.4. Vertikal Yöndeki Yer Değiştirme Değerleri

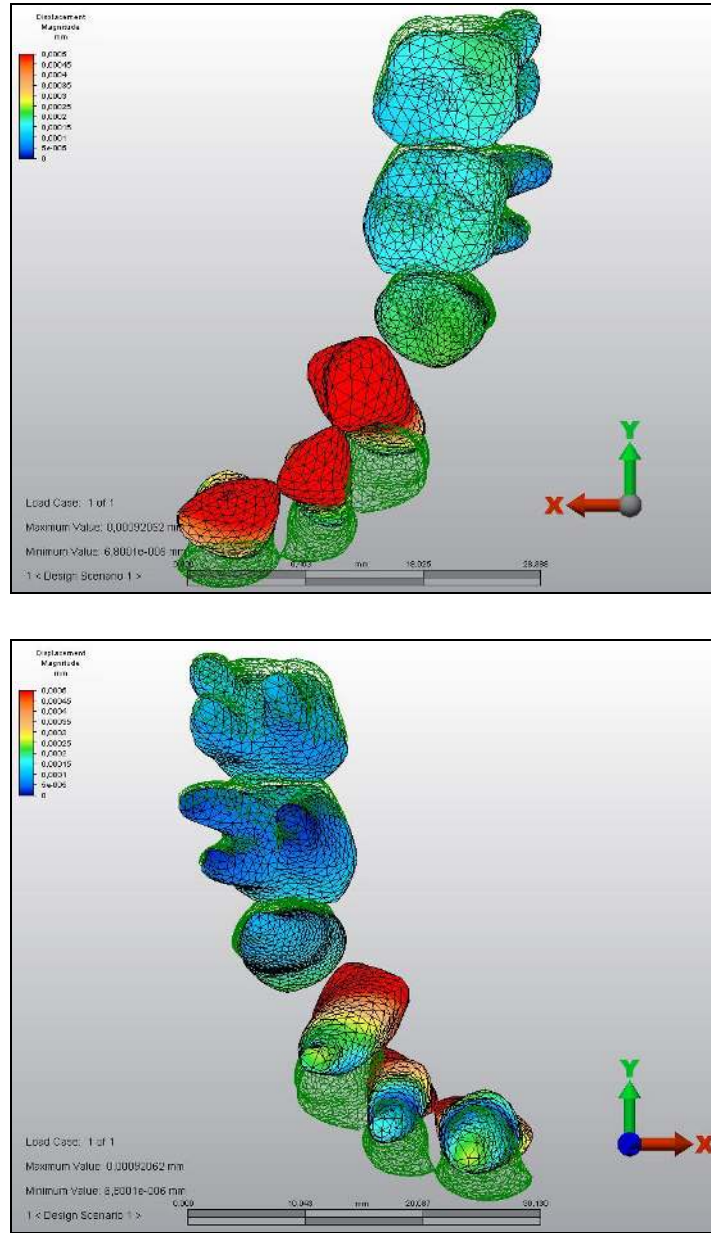
İkinci modelde yapılan analiz sonucu elde edilen dik yöndeki yer değiştirmeler Şekil 42, Şekil 43 ve Şekil 44'de gösterilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde dik yönde kanin dişlerinin kronlarının distopalatal yüzeylerinde intrüzyon hareketi izlenmektedir (0.0011 mm). Lateral ve santral dişlerde ise ekstrüzyon hareketi görülmektedir.



Şekil 42: İkinci modelde kronlarda oluşan vertikal yöndeki yer değiştirmeler

Posterior dişlerde ise 2. premolar dişlerde intrüzyon hareketi gözlemlenirken 1. molar dişlerin distalinde ve 2. molar dişlerde ekstrüzyon hareketi izlenmektedir.

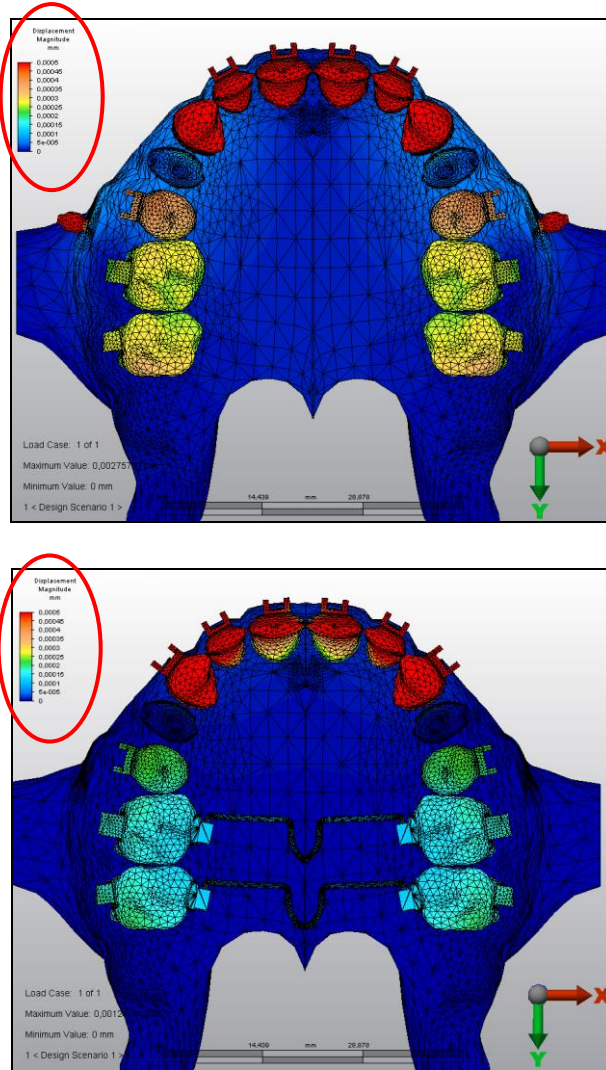
dişlerde distale doğru devrilme hareketinin meydana geldiği gözlemlenmektedir. Posterior dişlerin kronlarında da mesiale doğru hareket görülmektedir.



Şekil 45: İkinci modelde analiz öncesi ve sonrası diş konumlarının çakıştırılması (Oklüzal görünüm)

Ayrıca daha çok santral ve laterallerde olmak üzere tüm anterior dişlerde ekstrüzyon hareketi görülmektedir.

Renk skalasına göre aynı değer aralığının aynı renkler ile gösterildiği 1. ve 2. modelde meydana gelen değişimler Şekil 48’de gösterilmektedir. Bu sonuçlara göre; 1. modelde tüm anterior dişlerde yer değiştirme görülürken, 2. modelde ise santral dişlerde daha az olmak üzere santral ve lateral dişlerin singulumları üzerinde az miktarda hareket görülmektedir. 1. modeldeki posterior dişlerde 2. premolar dişlerden 2. molar dişlere doğru anterior dişler ile aynı yönde gittikçe azalan yer değiştirme hareketi meydana gelmektedir. 2. modeldeki posterior dişlerde ise kuvvet uygulaması sonucu anterior bölgedeki dişlerin hareket yönünün aksi yönünde yer değiştirme meydana gelmektedir.



Şekil 48: 1. ve 2. modeldeki yer değiştirme miktarlarının karşılaştırılması

5. TARTIŞMA

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Araştırmamızda; üst çenede birinci premolarların çekimini takiben 2 farklı ankraj ünitesi kullanılarak yapılan kanin distalizasyonunda başlangıç kuvvet uygulamasını takiben dişlerde oluşan yer değiştirme ve gerilme etkileri sonlu elemanlar analizi kullanılarak incelenmiştir.

Fonksiyon ve estetik açıdan büyük öneme sahip olan kanin dişlerin distalizasyonu, çekimli ortodontik tedavilerdeki en önemli safhalardan biri olup kullanılan aparey, teknik ve kuvvet gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (226). Bu yüzden sabit apareyler ile uygulanan kuvvet sisteminin biyomekanik açıdan dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir.

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.

Sürtünmesiz sistemde kaninlerin ark teli ile birlikte distalize edilmesi loop bükümleri ile gerçekleştirilmektedir. Kuvvet ve moment önceden belirlenebilmekte ancak kuvvet/moment oranının iyi ayarlanamaması durumunda istenmeyen diş hareketleri görülebilmektedir. Ayrıca loop bükümlerinin hasta başında geçirilen zamanı arttırması ve ağız içi yumuşak dokularda tahriş oluşturabilmesi sistemin dezavantajlarından (155).

Kaninlerin ark teli üzerinde kaydırılmasında ise en büyük dezavantaj sürtünme faktörüdür (155). Burstone ve Koenig (129) sürtünmenin diş hareketini durdurabileceğini ve distalizasyon kuvvetinin iyi ayarlanması gerektiğini belirtmişlerdir. Gjessing (2) sürtünmeli sistemin devrilme, kilitlenme, vertikal kontrolde yetersizlik, ankraj kaybı ve keser ekstrüzyonu gibi dezavantajları olduğunu bildirmiştir. Fakat sürtünmeli sistem; uygulama kolaylığı, hasta başında geçirilen zamanın daha az olması ve diş kavsinin bütününün aynı anda tek bir ark ile kontrol edilebilmesi gibi avantajları nedeniyle çekim boşluğunun kapatılmasında sürtünmesiz sisteme göre daha çok tercih edilmektedir (28,68).

Sürtünmeli sistemde bütün dişleri birleştiren tek bir ark teli mevcuttur ve uygulanan distal yönlü kuvvet sonucu kaninler ark teli üzerinde kaydırılarak hareket

ettirilir. Kuvvet uygulaması sonucu distal yönde devrilen kanin dişin braket, ark teli üzerine bir kuvvet çifti uygular. Uygulanan kuvvet sürekli ve optimum şiddette ise diş, küçük devrilmeler ve dikleşmeler şeklinde hareket eder. Kanin distalizasyonu sırasında uygulanan kuvvetin şiddeti ve telin elastikiyeti dişin devrilme miktarını etkilemektedir (28).

Diş hareketlerinin optimum kuvvetler ile yapılması, hastalarda ağrı ve çevre dokularda zarar oluşturmaktan maksimum hücrel cevabın oluşturulması için gereklidir (28). Literatürde kanin distalizasyonu için gerekli olan optimum kuvvet miktarı ile ilgili farklı görüşler bulunmaktadır.

Storey ve Smith (37) alt kaninlerin distalizasyonu için 150-200 gr kuvvet uygulamasının etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Reitan (148) kaninlerin paralel hareketi için gerekli olan optimum kuvvetin 250 gr olduğunu belirtmiştir.

Paulson ve ark. (227) ise 0.018 inç slotlu braketlerde 0.016 inçlik teller üzerinde etkili kanin distalizasyonu için sadece 50-75 gr kuvvetin yeterli olacağını bildirmişlerdir.

Lee (149) üst kaninlerin distalizasyonu için 150-260 gr kuvvet uygulamasının optimum kuvvet olacağını belirtmiştir.

Huffman ve Way (228) yapmış oldukları çalışmada kanin distalizasyonu için 200 gr kuvvet uygulamışlar ve çalışmalarının sonunda yuvarlak tel üzerinde kanin distalizasyonu için 200 gr'dan daha az miktardaki kuvvetin yeterli olabileceğini belirtmişlerdir.

Sueri ve Türk (131) 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 gr kuvvet uygularken diğer tarafta ise laceback ligatürleri kullanmışlardır.

Araştırmamızda literatür ile uyumlu olarak her iki modelde de distalizasyon kuvveti olarak 150 gr uygulanmıştır.

Kanin distalizasyonu sırasında dişin devrilme ve rotasyon miktarını etkileyen bir diğer faktör telin elastikiyetidir. Katılığı düşük olan tellerde, birim kuvvette tel daha fazla esneyeceği için dişte devrilme miktarı da fazla olmaktadır. Bu yüzden kanin distalizasyonu sırasında, paslanmaz çelik ya da kobalt-krom alaşımı katı tellerin kullanılmasının daha iyi sonuç vereceği bildirilmiştir (28).

Tel çapı ile braket slot çapı arasındaki boşluğun da dişin devrilme miktarı üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir. Kanin distalizasyonu gibi kontrollü kaydırma mekaniklerinde devrilmenin en az olabilmesi için 0.016x0.022 inç ya da 0.017x0.025 inç çaplı paslanmaz çelik tellerin kullanılması gerektiği belirtilmiştir (28).

Literatürde braket slot büyüklüğünün sürtünme direncini etkilemediği bildirilmiştir (229,230). Fakat bazı çalışmalarda telin katılığına artması sonucu kilitlenme olayının azalması nedeniyle slot büyüklüğünün 0.018 inçten 0.022 inçe artırılması ile birlikte sürtünme direncinin azaldığı belirtilmiştir (231,232). Öte yandan braket slotunun ark teli ile maksimum miktarda doldurulması sonucunda aşırı kilitlenme ve fazla miktarda sürtünme meydana gelmesine rağmen daha kontrollü diş hareketi sağlanmaktadır (233).

Pratten ve arkadaşları paslanmaz çelik braketlerin seramik braketlere göre daha düşük sürtünme katsayısına sahip olduğunu ve paslanmaz çelik tellerin de Ni-Ti tellere göre daha az sürtünme oluşturdıklarını belirtmiştir (234). Bir diğer çalışmada da metal braketlerin seramik braketlere göre daha pürüzsüz yüzeye sahip oldukları bildirilmiştir (235).

Çalışmamızda kanin distalizasyonu için her iki modelde de 0.018x0.025 inç slotlu paslanmaz çelik braketler kullanılmış ve 0.016x0.022 inç kesitli paslanmaz çelik teller tercih edilmiştir. Bu özellikteki bir telin, ince veya Ni-Ti tellere göre daha sürtünmesiz bir şekilde daha paralele yakın hareket sağlayacağı düşünülmüştür.

Ortodontik tedavi sırasında Newton'un etki-tepki prensibine göre hareketi istenen dişlere uygulanan kuvvetler sonucu tersi yönde tepki kuvvetleri oluşmakta ve bu tepki kuvvetleri destek alınan dişlerde istenmeyen hareketlere yol açmaktadır. Destek dişlerde oluşan bu istenmeyen hareketlere karşı oluşan direnç "ankraj" olarak tanımlanmaktadır (67,236).

Çekimli sabit ortodontik tedaviler sırasında ankraj kontrolünün tedavi hedeflerinin tam olarak gerçekleştirilmesinde önemli bir faktör olduğu literatürde yer almaktadır (10,185).

Ortodontik tedavi sırasında ankraj sağlamak amacıyla çeşitli ekstraoral ve intraoral apareyler kullanılmaktadır. Ekstraoral apareylerin kullanımının hasta kooperasyonuna bağlı olması, molarlarda devrilme veya ekstrüzyon gibi istenmeyen diş hareketleri meydana getirmesi gibi bir takım dezavantajları bulunmaktadır (12,67). Bu nedenle hasta kooperasyonundan bağımsız olarak posterior bölgede diş

sayısının artırılması, transpalatal ark, Nance apareyi, çeşitli 2. ve 3. düzen bükümler, utility arklar gibi bazı ağız içi ankraj arttırma yöntemleri öne sürülmüştür (28,67,77,136).

Son yıllarda ağız içi ve ağız dışı ankraj arttırma yöntemlerine alternatif olarak iskelet yapıya yerleştirilen onplant, endosseöz implantlar, mini-vida gibi geçici ankraj aygıtları kullanılmaya başlanmıştır (94,236). Endosseöz implantlar ve onplantlar başarılı bir şekilde kullanılmalarına rağmen; klinik uygulamaları, boyutları ve komplike dizaynlarından dolayı dişsiz ya da retromolar bölge ile sınırlıdır. Ayrıca kemik iyileşmesi ve osseointegrasyon için gerekli olan bekleme süresi (2-6 ay), kapsamlı klinik ve laboratuvar çalışması gerektirmesi, tedavi sonrası çıkarılma güçlüğü ve yüksek maliyetleri de diğer dezavantajları arasındadır (237,238).

Mini-vidalar biyouyumlulukları, küçük boyutları ve yerleştirme kolaylığı nedeniyle ortodontik diş hareketinin sağlanmasında gittikçe önem kazanmıştır (222). Bu aygıtlar direkt veya indirekt ankraj sağlayacak şekilde 2 türlü kullanılmaktadır.

İndirekt ankrajda hareketi istenmeyen bölgenin ankrajı arttırılırken; direkt ankrajda ise hareket ettirilecek bölgeye kuvvet, doğrudan iskeletsel yapıya yerleştirilen aygıttan uygulanmaktadır. Araştırmamızda 1. modelde mini-vidalar direkt ankraj ünitesi olarak kullanılmıştır (99).

Ankrajın güçlendirilmesi amacıyla sıklıkla kullanılan transpalatal arkların, ortodontik tedavi sırasında molar dişlerde uzayın 3 yönünde kontrol sağladığı bildirilmiştir (239). Araştırmamızda, posterior bölgedeki ankrajı kuvvetlendirmek amacıyla 2. modelimizde TPA'lerden faydalandık.

Günümüzde diş hareketi oluşturabilmek amacıyla kuvvet uygulayan çeşitli araçlar kullanılmaktadır. Bunlardan ortodonti pratiğinde en çok tercih edilenler; Ni-Ti sarmal yaylar ve elastik materyallerdir (71,160,240).

Literatürde, elastik zincirlerin ya da modüllerin özelliklerinin hem nemden hem de ısıdan etkilendiği ve zaman içinde kuvvet kaybı meydana geldiği bildirilmiştir (241). Elastik zincirler ile kesikli, yüksek şiddetli kuvvetler uygulanırken; Ni-Ti sarmal yaylar ile biyolojik olarak uyumlu düşük şiddetli devamlı kuvvetler uygulanmaktadır (242).

Barlow ve Kula (243) yapmış oldukları derlemede; Ni-Ti sarmal yayların, devamlı ark teli üzerinde boşlukların kapatılmasında aktif ligatürlere göre daha stabil kuvvet oluşturduğunu ve daha hızlı boşluk kapattığını bildirmişlerdir.

Han ve Quick (244) Ni-Ti sarmal yayların mekanik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında; Ni-Ti sarmal yayları, paslanmaz çelik yaylar ve elastik zincirler ile karşılaştırmışlardır. Bu amaçla boyları iki katına kadar aktive edilmiş materyallerin başlangıç, 2., 4. ve 6. haftalar sonundaki kuvvet uygulama özelliklerini test etmişlerdir. Sonuç olarak elastik zincirlerin, kuvvet uygulama kapasitelerinin çok büyük bir kısmını kaybettiğini; paslanmaz çelik sarmal yayların gerilmeye daha dayanıklı olduğunu; Ni-Ti sarmal yayların ise kuvvet uygulama özelliklerini koruduklarını bildirmişlerdir.

Araştırmamızda her iki modelde de kanin distalizasyonu sırasında kuvvet elemanı olarak Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar simule edilmiştir. Bu yaylar klinik olarak devamlı, sabit kuvvet uyguladıkları (159) için araştırmamızda tercih edilmiştir.

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 gerilmelerin canlı dokulardaki benzerliği de o oranda fazla olmaktadır (245).

Kuvvet analizlerinin yapılabilmesi için gerinim ölçer analiz yöntemi, fotoelastik analiz yöntemi, holografik interferometre analiz yöntemi, kırılğan vernikle kaplama yöntemi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi gibi yöntemler birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (18,177,246-248).

Diş hareketlerinin incelenmesinde gerinim ölçer analiz yönteminin güvenilir olduğu bildirilmiştir. Ancak dokuların içinde oluşan gerinimlerin belirlenebilmesi için gerinim ölçerlerin doku içine yerleştirilmesi gerekliliği bu yöntemin başlıca dezavantajıdır (18,249). Ayrıca oluşturulan yapıların fiziksel özelliklerinin gerçek dokuların fiziksel özelliklerini tam olarak yansıtamaması bu yöntemin diğer dezavantajıdır (249).

Holografik interferometre analiz yöntemi ile yüzey deformasyonları hassas bir şekilde kaydedilirken bu yöntemle canlı dokularda meydana gelen gerilme bölgelerinin belirlenmesi mümkün değildir. Ayrıca bu yöntem ile ağız ortamında oluşan termal etkilerin meydana getirdiği etkilerin incelenmesi de mümkün değildir (172).

Kırılğan vernikle kaplama yönteminde analiz yapabilmek için pahalı ve hassas aygıtların kullanılacağı deney düzeneğinin kurulması gerekmektedir. Ayrıca

hazırlanmış olan modelin tekrar kullanılamaması ve canlı dokular üzerinde oluşan gerilmelerin incelenememesi bu yöntemin dezavantajları arasındadır (172,250).

Fotoelastik analiz yönteminde, incelenecek yapının fotoelastik malzemeden modeli yapılmaktadır. Fakat oluşturulan modelin karmaşık geometrileri temsil edecek kadar ayrıntılı yapılamaması, gerçeğe yakın sonuçlar elde edilememesine yol açmaktadır (18,175).

Miyakawa ve ark. (251) ortodontik aparey, dişler ve çevre destek dokulardan oluşan sistemi sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve bu analiz yönteminin ortodontik diş hareketini sistematik ve kantitatif bir şekilde değerlendirdiği için fotoelastik yönleme göre daha üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometriye sahip yapıların gerilme, gerinme ve yer değiştirmelerini hassas ve kantitatif olarak inceleyen matematiksel bir yöntemdir (186). Araştırmamızda; diğer kuvvet analiz yöntemlerinin karmaşık yapıları ayrıntılı bir şekilde modelleyememesi, fiziksel özellikleri tam olarak yansıtamaması, in vitro ortamda doku içine yerleştirilen aygıt kullanımı ve deney düzeneği gerektirmeleri gibi dezavantajlarından dolayı sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda asal gerilmeler, Von mises gerilmeleri ve yer değiştirme değerleri ortaya çıkmaktadır. Gerilme değerleri incelenecek materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınarak incelenmelidir. Diş ve kemik gibi kırılğan materyaller için asal gerilmeler (principal gerilmesi); implant gibi çekilebilir materyaller için ise Von Mises gerilme değerleri göz önüne alınmalıdır Von Mises değerleri kuvvet uygulaması sonucu meydana gelen gerilmenin dağılımını ve yoğunluğunu göstermektedir. 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 olduğunu göstermektedir (186,195,215). Araştırmamızda mini-vida çevresinde oluşan gerilmelerin dağılımını göstermek için Von Mises gerilmeleri kullanılırken, dişlerde oluşan gerilmeler için ise asal gerilmeler

kullanılmıştır. Ayrıca genel bir fikir vermesi açısından mini-vidalar çevresindeki asal gerilmeler ve dişler çevresindeki Von Mises gerilmeleri de incelenmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile elde edilecek sonuçlar oluşturulan modelin gerçeğe ne kadar yakın olduğuna bağlıdır (215). Analizinin yapılabilmesi için gerekli olan modelleme aşamasında en çok, üç boyutlu inceleme sağlayan CT ve MR'dan faydalanılmaktadır (216).

Araştırmamızda üst çenenin üç boyutlu olarak modellenebilmesi için erişkin bir hastaya ait CBCT görüntüleri kullanılmıştır. Ayrıca kullanılan ortodontik apareylerden sheath, transpalatal ark ve teller manuel olarak modellenirken dişler, braketler, tüpler ve mini-vidalar lazer tarayıcılar kullanılarak modellenmiştir.

Analizin dişlerdeki konumsal farklılıklardan etkilenmemesi ve standardizasyon oluşturmak amacıyla dişlerin eksen eğimleri Roth tarafından belirtilen angulasyon, rotasyon ve tork değerlerine uygun olarak konumlandırılmış ve ideal diş dizisi oluşturulmuştur.

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 (252). Araştırmamızda literatür ile benzer elastikiyet modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır (253,254).

Araştırmamızda kullanılan modeldeki yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Gerçekte herhangi bir yapının ve materyalin tamamen homojen ve izotrop olması mümkün değildir (213,252). Materyaller belirli bir sınıra kadar elastik, daha sonra ise plastik deformasyon göstermektedir. Bu nedenle çalışmamızda yaptığımız genellemelerden elde edilen sonuçlar, gerçeklerden biraz farklılık gösterecektir. Ancak; çalışmamızda kullanılan modellerdeki kuvvet miktarları ile malzemelerin mekanik özellikleri sabit tutulduğu ve modeller birbirlerine göre değerlendirildiği için araştırmamızın bilimsel açıdan uygun olduğunu düşünmekteyiz.

Araştırmamızda ayrıca matematiksel model elde edebilmek için solid-tetrahedral eleman özelliği kullanılmıştır. Gautam ve ark. (15) tetrahedral eleman özelliğinin insan vücudunda bulunan diş ve çevre dokular için ideal olduğunu bildirmişlerdir.

İşeri ve ark. (255) kafatası ve mandibulanın farklı elemanlar ile oluşturulmuş modelleri üzerinde aynı çalışmayı yapan Tanne ve ark. (256) ile sonuçlarını

karşılaştırmışlar ve farklılıklar olmasına rağmen mekanik cevabın benzer olduğunu bildirmişlerdir.

Jones ve ark. (17) kuvvetlerin uygulanması sonucu oluşan gerilme ve gerinimlerin çok büyük oranda periodontal ligament alanında gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Araştırmamızda kuvvetin uygulandığı ilk andaki etkileri incelendiğinden ve ilk etkilerin hemen hemen tamamının periodontal ligament alanı içerisinde gerçekleşmesinden dolayı dişlerin çevre dokusu olarak sadece periodontal ligamente yer verilmiştir. Mini-vida etrafında oluşan gerilmeleri değerlendirebilmek amacıyla ise kortikal ve spongios kemik modellenmiştir.

Periodontal ligamentin mekanik özellikleri ile ilgili yapılan bazı çalışmalarda (21,202,203,257) bu yapının anizotropik ve non-lineer viskoelastik özellikte olduğu bildirilmiştir. Ayrıca periodontal ligamentin kalınlığının kök boyunca farklılık gösterdiği de belirtilmiştir (202). Öte yandan bazı çalışmalarda ise periodontal ligamentin özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir (214,258-260). Bu faktörler daha önce periodontal ligamentteki stres dağılımlarının hesaplanması için yapılan çalışmalarda (258,259) incelenmesine rağmen, bunların diş hareketlerini nasıl etkilediği tam olarak aydınlatılamamıştır (217).

McGuinness ve ark. (260) periodontal ligamentin, kuvvet uygulamasından hemen sonra meydana gelecek diş hareketlerinin değerlendirilmesi için izotropik ve elastik olarak kabul edilebileceğini, kemik remodellingini içeren ikincil diş hareketlerinde ise izotropik ve elastik kabul edilemeyeceğini bildirmişlerdir. Araştırmamızda ilk anda meydana gelen diş hareketleri değerlendirildiği için her iki modeldeki periodontal ligament yapılarının izotropik, lineer elastik özelliklere sahip olduğu ve kalınlığının tüm dişlerde aynı olduğu kabul edilmiştir.

5.2. Modellerin Yapısının Tartışılması

Çalışmamızda iki farklı ankraj sistemi ile yapılan üst kanin distalizasyonu sırasında ilk kuvvet uygulamasını takiben meydana gelen gerilme ve yer değiştirmelerin incelenmesi amacıyla iki model oluşturulmuştur.

5.2.1. Birinci Modelin Yapısının Tartışılması

Birinci modelde ankraj ünitesi olarak, sağ-sol üst ikinci premolar ile birinci molar arasına 9 mm uzunluğunda ve 1.6 mm çapında 2 adet mini-vida yerleştirilmiştir. Araştırmamızda mini-vidalar direk ankraj elde etmek amacıyla

kullanılmıştır. 0.018x 0.025 inç slotlu braketlerde 0.016x 0.022 inç paslanmaz çelik ark teli üzerinde, mini-vidalardan kanin braketlerinin ortasında ve mini-vida seviyesinde yer alan dikey parçalara Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar ile distal yönlü ve oklüzal düzleme paralel olacak şekilde 150 gr kuvvet uygulanmıştır.

Araştırmamızda 1. modelde, ağız içinde birçok yere uygulanabilmeleri, başarı oranlarının yüksek olması, hastaya verdikleri rahatsızlığın az olması klinik uygulama kolaylığı ve düşük maliyet gibi özelliklerinden ötürü mini-vida kullanımı tercih edilmiştir. Mini vidaların çeşitli diş hareketlerinde ankraj amaçlı kullanılması birçok araştırmacı tarafından gösterilmiştir (99).

Mini-vidalar model üzerinde konumlandırılırken kemik içinde bulundukları yerler literatür ile uyumlu olarak seçilmiştir. Mini-vidaların diş köklerinden yeterli mesafede bulunmasına, köklerle temas etmemesine dikkat edilmiştir.

Üst çenede 2. premolar ve 1. molar dişlerin kökleri arasındaki bukkal bölge, mini-vidaların yerleştirilmesi için en uygun bölgelerden biri olarak kabul edilmektedir (115,116,261).

Santiago ve ark. (262), üst çenede 2. premolarlar ile 1. molarlar arasındaki ve 2. premolarlar ile 1. premolarlar arasındaki bölgelerin mini-vidaların yerleştirilmesi için güvenli olduğunu bildirmişlerdir.

Deguchi ve ark. (263) CT görüntüleri üzerinde kortikal kemik kalınlığını değerlendirmişler ve mini-vidaların yerleştirilmesi için en güvenli bölgenin 1. molarların distali ya da meziali olduğunu bildirmişlerdir.

Literatürde mini-vidaların alveoler kret tepesinden apikal yönde 5 ile 8 mm arasında bir mesafede yerleştirilmesi gerektiği bildirilmiştir. Apikal yönde 8-10 mm'nin aşılması durumunda maksiller sinüsün varlığının mini-vida yerleşimi için risk olduğu kabul edilmektedir (116,261).

Ishii ve ark. (264) mikro-CT kullanarak yapmış oldukları çalışmalarında mini-vidaların yerleştirilmesi için en güvenli alanın üst 1. molarlar ile 2. premolarlar arasında ve apikal yönde alveol kretinden 6-8 mm derinlikteki interalveoler septum bölgesinin olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmamızda mini-vidalar literatür ile uyumlu olarak 1. molar dişlerin mezialine alveol kret tepesinden apikal yönde 6 mm mesafede yerleştirilmiştir.

Melsen (265) üst çenede mini-vidaların apikal yönde oblik bir şekilde yerleştirilmesini önermiştir.

Kyung ve ark. (266) üst çenede mini-vidaların dişlerin uzun eksenleriyle 30°-40° açı yapacak şekilde yerleştirilmelerini tavsiye etmişlerdir.

Carano ve ark. (261) da benzer şekilde mini-vidaların üst çenede 30°-40° açı yapacak şekilde yerleştirilmesini önermişler fakat maksiller sinüs bölgesinde ise, sinüs hasarını önlemek için daha dik bir şekilde yerleştirilmelerini tavsiye etmişlerdir.

Park (267) mini-vidaların köklerle temasını engellemek ve kortikal kemik ile temasını arttırmak için mini-vidaların alt çenede 20°-60°, üst çenede ise 30°-40° açıyla yerleştirilmesini önermiştir.

Wilmes ve ark. (268) mini-implantların yerleştirilme açısının primer stabilite üzerindeki etkilerini incelemişler ve en iyi primer stabilitenin 60°-70°'lik yerleştirme açısı ile elde edildiğini bildirmişlerdir.

Zhang ve ark. (269) mikro-implantları 3D olarak modellemişler ve farklı açılar ile yerleştirilerek stabilitelerini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda yerleştirme açısındaki artışın meziodistal yönde uygulanan kuvvetlere karşı stabiliteyi arttırdığını bildirmişlerdir.

Araştırmamızda kuvvet uygulaması sonucu mini-vidalarda yer değiştirme olup olmadığı da incelenmiş ve olası yer değiştirmelerin yerleştirme açısından etkilenmemesi için mini-vidalar oklüzal düzleme paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir.

Doku ile vida arasında daha sıkı bir kontak oluşturdıkları için konik şekilli implantların silindirik vidalara göre daha stabil oldukları bildirilmiştir (270). Diğer bir çalışmada ise konik implantların aynı boyuttaki silindirik implantlara göre kemikte daha fazla stres oluşturdıkları bildirilmiştir (271).

Kim ve ark. (272) başarı oranları açısından konik ve silindirik vidaların mekanik ve histolojik özelliklerini incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda konik vidaların kemik dokusuyla sıkı bir temas oluşturmalarına ve iyi bir stabiliteye sahip olmalarına rağmen, vidanın yerleştirilme torkunun azaltılabilmesi için konik vidaların yiv yapısının ve yerleştirme tekniğinin modifikasyona ihtiyaç duyduğunu bildirmişlerdir.

Araştırmamızda; mini-vida çevresinde, kuvvet uygulaması sonucu ilk anda meydana gelen stresler değerlendirildiği için ve sonuçlarımızın vida kaynaklı streslerden etkilenmemesi amacıyla silindirik vidalar kullanılmıştır.

Literatürde mini-vida uzunluklarının 4 mm ile 21 mm, çaplarının ise 1 mm ile 2.3 mm arasında değiştiği bildirilmiştir (99,104).

Gracco ve ark. (218) optimum vida uzunluğunun 9 mm olduğunu bildirmişlerdir.

Takaki ve ark. çapları 1.0-1.1 mm arasında değişen mini-vidaların başarı oranının, 1.5-2.3 mm çaplı mini-vidalara göre daha düşük olduğu belirtilmiştir (273).

Kravitz ve Kusnoto (274) kalın kortikal kemiğe yerleştirilecek 8 mm ya da daha uzun mini-vidaların self-drilling yöntemi ile yerleştirilebilmesi için minimum 1.6 mm çapta vida kullanımını önermişlerdir.

Lee (275) 1.2-1.4 mm çaplı mini-implantların self-drilling yöntemi ile yerleştirilmesi durumunda oldukça zayıf olduklarını, 2.0 mm çaplı mini-implantların ise kökler arası bölge için oldukça kalın olduğunu bildirmiş ve sadece 1.6 mm çaplı mini-vidaları kullandığını belirtmiştir. Araştırmamızda literatürdeki bu bilgiler ışığında 1.6 mm çapında 9 mm uzunluğunda silindirik vidalar kullanılmıştır.

Zhang ve ark. (269) ankraj amaçlı kullanılan mikro-implantlar için 3D model oluşturmuşlar ve farklı açılar ile yerleştirilen mikro-implantlara meziodistal yönde 200 gr kuvvet uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda mikro-implantlara meziodistal yönde 200 gr kuvvetin ile güvenli bir şekilde uygulanabileceğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda 1. modelde kullanılan mini-vida üzerine meziodistal yönde uygulanan 150 gr kuvvetin mini-vidanın stabilitesi açısından uygun olduğunu düşünmekteyiz.

De Clerck ve arkadaşları (276) zigoma ankrajı ile kanin distalizasyonu için kanin braketinin vertikal slotuna uygun rijit bir kuvvet kolu yerleştirilerek, kuvvetin kanin dişin direnç merkezi seviyesinden uygulanmasını sağlamışlardır.

Sia ve ark. (277) kaydırma mekanikleri ile anterior dişlerin retraksiyonu sırasında kuvvet kolları vasıtasıyla uygulanan retraksiyon kuvvetinin yüksekliği ile anterior dişlerin hareketi arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarında kuvvetin uygulanma yüksekliğinin diş hareketinin yönünü etkilediğini ve direnç merkezine doğru yaklaştıkça kronlardaki linguale doğru devrilmenin azalacağını belirtmişlerdir. Kuvvetin direnç merkezinden yukarıda uygulanması durumunda ise krondaki devrilmenin labiale doğru olacağını bildirmişlerdir. Ayrıca kuvvet kolları sayesinde sürtünmeli sistemde anterior retraksiyon sırasında kontrollü devrilme ve paralel hareket elde edilebileceğini belirtmişlerdir.

Braket üzerine uygulanan distalizasyon kuvveti, sürtünmeli sistemde yapılan kanin distalizasyonu sırasında meydana gelen sürtünmenin asıl kaynağıdır. Bu distalizasyon kuvvetinin etki çizgisi dişin direnç merkezinin uzağından geçtiği için bir moment meydana gelmekte ve bu moment etkisiyle dişte distal yönde bir devrilme oluşmaktadır. Kuvvetin etki çizgisinin direnç merkezine yaklaştırılması, kuvvetin braket hizası yerine brakete bağlı değişik uzunlukta çengeller üzerinden uygulanması ile mümkündür (28).

Hem in-vitro (278,279) hem de in-vivo (277) çalışmalar anterior retraksiyon sırasında kuvvet kollarının ya da hookların yerleştirilmesi ile direnç merkezine daha yakın kuvvet uygulanacağını ve bu sayede de dişlerde paralel hareket oluşacağını bildirmektedir.

Araştırmamızda kuvvetin etki çizgisinin direnç merkezine yaklaştırılması amacıyla kanin braketlerin orta kısımlarına manuel olarak modellenmiş vertikal çıkıntılar eklenmiştir. Bu vertikal çıkıntılar sayesinde uygulanan kuvvetin momentinin azaltılması ve dişteki devrilme sonucu oluşan sürtünmenin de azaltılması amaçlanmıştır (28).

5.2.2. İkinci Modelin Yapısının Tartışılması

Araştırmamızdaki ikinci modelde birinci ve ikinci büyük azıların palatinaline sheath'ler yerleştirilmiş ve 0.9 mm çapındaki paslanmaz çelik telden yapılmış transpalatal arklar sheath'lere yerleştirilmiştir. Bu sayede sağ ve sol posterior bölümler birleştirilerek kanin distalizasyonu sırasında ankrajın arttırılması planlanmıştır. Ayrıca sağ ve sol posterior segmentteki dişler yazılım programı sayesinde blok haline getirilmiştir. Böylece ikinci modelde ankrajın arttırılması için hem TPA kullanılmış hem de ikinci molarlar da arka dahil edilerek diş sayısı arttırılmıştır. Böylece uygulanan kuvvet nedeniyle posterior dişlere etkiyen tepki kuvvetleri dişler arasında dağıtılarak olası yan etkiler azaltılmıştır (186).

İkinci modelin birinci modelden diğer bir farkı da kuvvetin uygulama noktasıdır. İkinci modelde birinci modele benzer şekilde kanin braketlerinin ortasına vertikal çıkıntılar yerleştirilmiştir. Fakat bu vertikal çıkıntılar birinci modelden farklı olarak birinci molar tüplerinin hookları hizasında olacak şekilde modellenmiştir. Kanin braketlerindeki vertikal çıkıntılardan birinci molar tüplerinin hooklarına Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar vasıtasıyla birinci modelde olduğu gibi oklüzal düzleme paralel 150 g kuvvet uygulanmıştır.

Araştırmamızda her iki modelde de kuvvetin doğrultusu oklüzal düzleme paralel olacak şekilde ayarlanmış ve benzer kuvvet sistemi kullanılarak ortaya çıkabilecek intrüzyon ve ekstrüzyon kuvvetleri elimine edilmeye çalışılmıştır. Bu sayede uygulanan kuvvetin, direnç merkezine yakın ve uzak olmak üzere 2 farklı noktada ortaya çıkardığı etkiler incelenmiştir.

Transpalatal arkların molar rotasyonunu ve bukkolingual yöndeki devrilme hareketini engellediği ve sağ-sol molarlar arasındaki transversal mesafeyi korudukları bildirilmiştir. Öte yandan transpalatal arkların molarların mezial yöndeki hareketini engelleyip engellemediği tam olarak netlik kazanmamıştır (22,280).

Kojima ve Fukui (219) transpalatal arkların molarlar üzerindeki etkisini sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve bu arkların, mezial yönde kuvvet uygulaması sonucu ilk anda meydana gelen diş hareketleri üzerinde etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca çalışmalarında, transpalatal arkların molarların mezial yöndeki hareketini engelleyemediğini fakat rotasyon hareketini ve transversal yönde meydana gelen hareketleri engellediğini belirtmişlerdir.

Bobak ve ark. (220) ilk diş hareketi sırasında TPA yerleştirilen ve yerleştirilmeyen molarlardaki periodontal stresi değerlendirmişler ve TPA'nın periodontal stres miktarını %1'den daha az etkilediğini bulmuşlardır.

Araştırmamızda 2. molarlara da yerleştirilen transpalatal ark vasıtasıyla, bu apareylerin etkinliğini arttırmayı ve bu apareylere etki eden kuvvetleri belirlemeyi amaçladık.

5.3. Bulgularının Tartışılması

5.2.3. Birinci Modelin Bulgularının Tartışılması

5.3.1.1. Mini-vidalarda Oluşan Değişikliklerin Tartışılması

Birinci modelde kanin distalizasyonu sırasında direk ankraj elde etmek amacıyla kullandığımız mini-vidalarda meydana gelen Von Mises gerilme dağılımları incelendiğinde en fazla gerilmenin mini-vidanın boyun kısmında meydana geldiği gözlemlenmiştir. Gerilme alanları incelendiğinde ise en fazla sıkışmanın kuvvetin uygulama yönü olan mini-vidaların mezialinde, en fazla gerilmenin ise mini-vidaların distalinde gerçekleştiği gözlemlenmektedir. Birinci modelde yapılan analiz sonucunda mini-vidaların mezialinde palatine doğru yer değiştirme görülmekte fakat vertikal yönde ise yer değiştirme görülmemektedir.

Gallas ve ark. (281) ankraj amaçlı kullanılan dental implantlarda oluşan stresleri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Bu amaçla 4.1 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantları tamamen osseointegrasyon gösterecek ve göstermeyecek şekilde modellemişler ve oluşturulan modellerde dental implantlara meziodistal yönde kuvvet uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda tamamen osseointegrasyon göstermeyen implantlarda daha az stresin olduğunu ve maksimum streslerin her zaman implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığını bildirmişlerdir.

Zhang ve ark. (269) yapmış oldukları çalışma sonucunda mikro-implant-kemik arayüzünde meydana gelen streslerin esas olarak boyun bölgesinde oluştuğunu, kortikal kemiğe doğru azaldığını, spongios kemikte ise çok az olduğunu bildirmişlerdir.

Ammar ve ark. (222) mini-vida ankrajı ile alt kanin distalizasyonunu sonlu elemanlar analizi ile incelemiş ve çalışmalarının sonucunda vida çevresinde meydana gelen en fazla stresin boyun bölgesinde yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulguları Gallas ve ark., Zhang ve ark., Ammar ve ark.' larının çalışmasıyla uyum göstermektedir.

Wang ve Liou (14) en-masse retraksiyon ve intrüzyon amacıyla üst çeneye 2 mm çapında ve 10-17 mm uzunluğunda mini-vidaları yerleştirmiş ve vidaların yerleştirilmesinden 2 hafta sonra Ni-Ti kapayıcı sarmal yaylar ile kuvvet uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda tüm vidaların ortodontik kuvvet altında yer değiştirdiğini ve yer değiştirme miktarının kuvvet uygulama süresi ile ilişkili olduğunu bildirmişlerdir.

El-Beialy ve ark. (282) maksiller ve mandibuler kaninlerin distalizasyonu amacıyla mini-vida kullanmışlar ve mini-vidaların yerleştirilme açılarını, yer değiştirmelerini CT görüntüleri üzerinde değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda mini-vidaların, ortodontik kuvvetin uygulanma yönünde yer değiştirdiğini bildirmişlerdir.

Liou ve ark. (113), en-masse retraksiyon amacıyla mini-vidaları direkt ankraj ünitesi olarak kullanmışlar ve mini-vidalara oblik yönde kuvvet uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda mini-vidalarda devrilme ve ekstrüzyon hareketlerinin meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Araştırmamızda elde ettiğimiz veriler kuvvetin ilk uygulandığı andaki değişimleri göstermekte olup; mini-vidalarda kuvvet doğrultusuna yönelme eğilimi

görülmüştür. Araştırmamızın sonuçları Wang ve Liou (14), El-Beialy ve ark. (282) ve Liou ve ark. (113)'nin yaptıkları klinik çalışmalar ile uyumlu olup; çalışmamızda mini-vidanın boyun bölgesindeki stresin fazla olduğu ve kuvvetin devam edeceği düşünüldüğünde; aynı dişlerdeki gibi burada da kemik rezorpsiyonu olacağı ve mini-vidanın hareket edebileceğini düşünmekteyiz.

Araştırmamızda kuvvet; mini-vidalar ile vida seviyesindeki vertikal çıkıntılar arasında uygulandığından, vidaya vertikal yönlü kuvvet uygulanmamıştır. Dolayısıyla analiz sonucunda, mini-vidalara oblik yönde kuvvet uygulayan Liou ve ark.'nin çalışmalarında belirlenen vertikal yön hareketi gözlemlenmemiştir.

5.3.3.2. Dişlerde Oluşan Değişikliklerin Tartışılması

Araştırmamızda kuvvet uygulaması sonucu transversal düzlemde meydana gelen en fazla yer değiştirme kanin dişlerin distoinsizal yüzeylerinde ve distopalatal yönde meydana gelmiştir. Bu bulgular kaninlerin distopalatal yönde rotasyon yaptığını göstermektedir. Laterallerin distoinsizal kenarlarında da kanin dişlere göre çok daha az miktarda olmak üzere distopalatal yönde rotasyon görülmüştür.

Transversal düzlemde distalizasyon kuvvetinin kanin dişin direnç merkezinin labialinden uygulanmasından dolayı dişin distopalatal yönde rotasyon yapacağı bildirilmiştir (130).

Araştırmamızda her ne kadar kanin braketlerinin ortasında yer alan vertikal çıkıntılar vasıtasıyla direnç merkezine yakın kuvvet uygulanmaya çalışılmışsa da kuvvet labialden uygulandığı için kaninlerde distopalatal rotasyon kaçınılmaz olmuştur. Lateral dişlerde meydana gelen rotasyonu, kanin distalizasyonu sırasında uygulanan distal yönlü kuvvetin ark teli vasıtasıyla bu dişlere iletilmesi sonucu oluştuğunu düşünmekteyiz.

Araştırmamız sonucunda, ön-arka yöndeki en fazla yer değiştirmenin kanin dişlerin kronlarında, distal yönde olduğu görülmektedir. Lateral dişlerde de palatinal doğru yer değiştirme gözlemlenmekte ve hem lateral hem kanin dişlerde yer değiştirme kök uçlarına doğru gittikçe azalmaktadır. Bu bulgular kanin dişlerin distal, lateral dişlerin ise palatinal yönde devrildiğini göstermektedir.

Dikey yönde santrallerin singulumlarında en belirgin olmak üzere kaninler dahil tüm anterior dişlerin palatinalinde intrüzyon hareketi görülürken kaninlerin bukkal ve laterallerin distobukkal yüzeylerinde ise ekstrüzyon hareketi gözlemlenmektedir. Dişlerin palatinallerinde meydana gelen intrüzyon hareketini

distal yönlü kuvvet uygulanması sonucu palatinal doğru devrilmeye bağlamaktayız. Kaninlerin bukkal ve laterallerin distobukkal yüzeylerindeki ekstrüzyonu ise kaninlere labialden kuvvet uygulanması sonucu meydana gelen distopalatal rotasyona ve ark teli vasıtasıyla bu rotasyon hareketinin laterallere de etki etmesine bağlamaktayız.

Kuvvetin uygulama noktası direnç merkezine yakın olduğu için kaninlerin devrilmesine bağlı olarak anterior bölgede meydana gelmesi beklenen ekstrüzyon hareketi (283) çalışmamızda görülmemiştir. Fakat daha önce de belirtildiği gibi elde ettiğimiz veriler kuvvetin ilk uygulandığı andaki yer değiştirme değerleri olup kanin distalizasyonunun ilerleyen safhalarında devrilmenin daha da artması sonucu keserlerdeki bu intrüzyon hareketinin ekstrüzyon hareketine dönüşebileceği göz önüne alınmalıdır.

Gerilme değerlerinin dağılımı incelendiğinde, posterior dişlerde kuvvet uygulaması sonucu meydana gelen gerilmelerin anterior dişlere göre oldukça az olduğu görülmektedir. Bu durum 1. modelde kuvvetin posterior dişler yerine mini-vidalardan uygulanmasına bağlıdır.

Araştırmamız sonucu elde ettiğimiz verilerde, posterior dişlerin kronlarında çok az miktarda palatal yönde yer değiştirme görülmektedir. Bu durumu kaninlerde meydana gelen distopalatal rotasyon sonucu ark telinde meydana gelen deformasyona bağlamaktayız. Ark telinde palatinal yönde meydana gelen deformasyonun posterior dişlerin kronlarını da etkilediğini düşünmekteyiz.

Posterior dişlerin kronlarında ayrıca çok az miktarda distal yönde yer değiştirme, köklerinde ise meziale doğru hareket gözlemlenmektedir. İkinci premolarlarda ve birinci molarların mezialinde ekstrüzyon görülürken, bu dişlerin distalinde ve ikinci molarlarda ise az miktarda intrüzyon görülmektedir. Posterior dişlerin kronlarının distale devrilmelerini, vertikal çıkıntıların kuvvet uygulama yönünde yer değiştirmesi sonucu ark telinde oklüzal yönde meydana gelen deformasyona bağlamaktayız. Posterior bölgedeki distal devrilmenin dik yönde oluşturduğu etkiler sonucu ikinci premolarlar ve birinci molarların mezialinde ekstrüzyon, birinci molarların distalinde ve ikinci molarlarda intrüzyon meydana geldiğini düşünmekteyiz.

Dinçyürek (284) ise çekimli vakalarda mikrovida implant ankrajı kullanarak anterior segmentin en masse retraksiyonunu ve önce kaninlerin daha sonra keserlerin

retraksiyonu ile gerçekleşen iki aşamalı retraksiyonu karşılaştırılmalı olarak incelediği araştırmasında iki aşamalı retraksiyon sonucunda molar dişlerde distale doğru devrilme ve intrüzyon gözlemlemiştir. Araştırmamız in-vitro çalışma olmasına rağmen Dinçyürek'in çalışması ile uyumludur.

5.3.2. İkinci Modelin Bulgularının Tartışılması

5.3.2.1. Dişlerde Oluşan Değişikliklerin Tartışılması

İkinci modelin analizi sonucunda elde edilen veriler değerlendirildiğinde, kuvvet uygulaması sonucu anterior dişlerin tümünde ve birinci molar dişlerin bukkal yüzeylerinde yoğun gerilme alanları meydana geldiği görülmektedir. İkinci modelde kuvvet, molar tüplerinin hooklarından uygulandığı için bu dişlerin bukkal yüzeylerinde yoğun gerilme alanlarının meydana gelmesinin normal olduğunu düşünmekteyiz.

İkinci modelde analiz sonucu transversal yöndeki en fazla yer değiştirmenin kanin dişlerin distalsizal yüzeylerinde ve distopalatal yönde olduğu görülmektedir. Ön-arka yöndeki en fazla yer değiştirme kanin dişlerin kronlarında distal yönde gözlemlenmektedir. Lateral ve santral dişlerde ise kronlarda palatinal doğru, köklerde ise bukkale doğru yer değiştirme görülmektedir. Dik yönde kanin dişlerinin kronlarının distopalatal yüzeylerinde intrüzyon hareketi izlenirken lateral ve santral dişlerde ise ekstrüzyon hareketi görülmektedir.

Bu bulguları değerlendirdiğimizde, kaninlerin distale doğru devrilme hareketi ile birlikte distopalatal yönde rotasyon, lateral dişlerde ise palatinal doğru devrilme ile birlikte ekstrüzyon görülmektedir.

İkinci modelde kuvvet hem labialden hem de vertikal olarak direnç merkezinden uzakta olacak şekilde uygulandığından kanin dişlerde distale doğru devrilme ve distopalatal yönde rotasyon gözlemlenmiştir. Kaninlerin distopalatal yüzeylerindeki intrüzyonu devrilmeyle birlikte rotasyon hareketine bağlamaktayız. Keserlerde palatal yönde meydana gelen devrilme hareketinin, kanin distalizasyonu sırasında direnç merkezinin labialinden uygulanan distal yönlü kuvvetin ark teli vasıtasıyla bu dişlere iletilmesi sonucu oluştuğunu düşünmekteyiz. Bir diğer ifadeyle; etkiyen kuvvetin vektörü 1. modele göre ön dişlerin direnç merkezlerinin daha uzağından geçtiği için bu kuvvetin devirici etkisinin daha fazla olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca keserlerde meydana gelen ekstrüzyon hareketini, kaninlerde meydana gelen devrilme sonucu ark telinde keserlerin insizali doğrultusunda

meydana gelen deformasyona ve palatine doğru devrilme hareketine bağlamaktayız.

Posterior dişlerin kronlarında 2. premolar dişlerden 2. molar dişlere doğru azalacak şekilde mezial yönde yer değiştirme, görülmektedir. Ayrıca posterior dişlerde 2. premolar dişlerde intrüzyon hareketi gözlemlenirken 1. molar dişlerin distalinde ve 2. molar dişlerde ekstrüzyon hareketi izlenmektedir. Bu etkileri de kanin dişlerin devrilmesine bağlı olarak ark telinde gingival yönde meydana gelen deformasyona bağlamaktayız.

Sueri ve Türk (131) kanin distalizasyonu için lace-back ligatürler ile Ni-Ti kapayıcı sarmal yayları kullandıkları çalışmalarının sonucunda üst keserlerin kronlarında palatine ve kaninlerde distale doğru devrilme olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca 1. molarlarda meziale doğru devrilme olduğunu ve kaninlerde meydana gelen distopalatal rotasyonun kapayıcı sarmal yayların kullanıldığı grupta daha anlamlı olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızın bulguları farklı yöntemler kullanılmasına rağmen Sueri ve Türk'ün çalışması ile uyum göstermektedir.

5.3.2.2. Transpalatal Arklarda Oluşan Değişikliklerin Tartışılması

Kuvvet uygulaması sonucu sağ-sol birinci molarlara yerleştirilmiş transpalatal ark üzerinde yoğun gerilme alanları gözlemlenirken, sağ-sol ikinci molarları birbirine bağlayan transpalatal arkta ise daha az gerilme alanları görülmektedir. Bu gerilme dişlerin palatal yüzeylerine yaklaşıldıkça azalmakta ve transpalatal arkın sheath'lere giren kısımda ise yeniden artmaktadır. Sağ-sol birinci molarlara yerleştirilmiş transpalatal arktaki gerilme alanlarının ikinci molarlara yerleştirilmiş transpalatal arka göre daha yoğun olmasını, kuvvetin birinci molarlardan uygulanmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Analiz sonucunda her iki transpalatal arkta da mezial yönde az miktarda yer değiştirme görülmektedir. Vertikal yönde ise birinci transpalatal arkta intrüzyon hareketi meydana gelirken ikinci transpalatal arkta ise ekstrüzyon hareketi meydana gelmiştir. Transpalatal arklarda meydana gelen yer değiştirmeler molar dişlerde meydana gelen yer değiştirmeleri doğrulamaktadır.

Bobak (220) sonlu elemanlar analizi ile yapmış olduğu çalışmada transpalatal arkların molarların devrilmesi üzerine etkisinin olmadığını, molarların rotasyonunu azalttığını ve periodontal ligamentlerde oluşan stres büyüklüğünü %1'den daha az etkilediğini bildirmiştir.

Kojima ve Fukui (219) ankraj amaçlı kullanılan transpalatal arkların molarlar üzerinde etkisini sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve bu arkların molarlarda mezial yönde meydana gelen devrilmeyi engelleyemediğini fakat rotasyon hareketini ve transversal yönde meydana gelen hareketleri engellediğini bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulguları Bobak (220) ile Kojima ve Fukui (219)'nin bulgularıyla uyumludur.

Zablocki ve ark. (241) çekimli tedaviler sırasında transpalatal arkların ankraj üzerindeki etkisini değerlendirmişler ve bu arkların üst molarların anteroposterior ya da vertikal hareketleri üzerinde anlamlı etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulguları bu çalışma ile uyum göstermektedir.

McLaughlin ve ark. (68), sagittal düzlemde kaninlerin distale, kesici dişlerin linguale devrilmesi sonucu kapanışın ön bölgede derinleşmesini ve azıların meziale devrilmesi sonucu posterior bölgede açıklık oluşmasını "bowing etki" olarak tanımlamıştır. Horizontal düzlemde ise kaninlerin distopalatal ve 2. premolarların ise meziolingual yönde, çekim boşluğuna doğru rotasyon yaptığını bildirmişlerdir. Araştırmamızdaki 2. modelde sağ-sol her iki molar da transpalatal ark olmasına rağmen bowing etkinin olduğu düşüncesindeyiz.

5.4. Modellerin Bulgularının Karşılaştırılmalı Olarak Tartışılması

Araştırmamızda analiz sonucu elde edilen bulgulara göre her iki modelde de transversal yöndeki en fazla yer değiştirmenin kanin dişlerin distoinsizal yüzeylerinde, distopalatal yönde olduğu gözlemlenmiştir. Ön-arka yöndeki yer değiştirmeler karşılaştırıldığında ise her iki modelde de en fazla yer değiştirmenin kanin dişlerin kronlarında ve distal yönde olduğu görülmektedir.

Araştırmamızda kuvvet, kanin dişlere bukkalden uygulandığı ve tam olarak direnç merkezinden geçmediği için distopalatinal yönde rotasyon hareketi kaçınılmaz olmuştur.

Birinci modelde posterior dişlerin kronlarında az miktarda da olsa distal yönde devrilme hareketi izlenirken ikinci modelde ise mezial yönde devrilme hareketi gözlemlenmektedir. Posterior dişlerde ön-arka yönde meydana gelen bu farklılığı 1. modelde destek ünitesi olarak mini-vidaların, 2. modelde ise dişlerin kullanılmasına bağlamaktayız. Her ne kadar 2. modelde ankrajın güçlendirilmesi amacıyla TPA'lar kullanılmış olsa da, araştırmamız sonucunda TPA'ların ilk andaki

kuvvet uygulaması sırasında mezial yöndeki hareketi önleyemediğini düşünmekteyiz.

Birinci modelde yapılan analiz sonucu kaninler dahil tüm anterior dişlerin palatinalinde intrüzyon, kaninlerin bukkal ve laterallerin distobukkal kısımlarında ise ekstrüzyon hareketi izlenmektedir. İkinci modelde ise kanin dişlerinin kronlarının distopalatal yüzeylerinde intrüzyon hareketi gözlenirken lateral ve santral dişlerde ise ekstrüzyon hareketi görülmektedir.

Her iki modelde de keser dişlerin palatinal yüzeylerinde intrüzyon hareketinin meydana gelmesi, palatinala doğru devrilme hareketinin göstergesidir. Her iki modelin kuvvet uygulama öncesi ve sonrası elde edilen karşılaştırma görüntüleri bu durumu doğrulamaktadır. Keserlerin devrilme hareketi ekstrüzyon hareketiyle birlikte görülmekte ve devrilme hareketi ne kadar fazla olursa ekstrüzyon da o kadar çok olmaktadır (284). Birinci modelde devrilmenin etkisiyle oluşan ekstrüzyon, ark telinin ters yönde deforme olması sonucu oluşan intrüzyon tarafından kompanse edilmiş ve bu nedenle keserlerin vertikal konumlarında ekstrüzyondan ziyade intrüzyon meydana gelmiştir. Laterallerin distobukkal yüzeylerindeki ve kaninlerdeki ekstrüzyon ise devrilme hareketinden kaynaklanmaktadır.

Tominaga ve ark. (279) sürtünmeli sistemde anterior dişlerin retraksiyonunda, kuvvet kolları ile kuvvetin uygulama yüksekliği ve kuvvet kollarının ark teli üzerindeki pozisyonu gibi optimum yükleme koşullarını sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında kaninlerin mezialine ve distaline yerleştirilen farklı yüksekliklerdeki kuvvet kollarından kuvvet uygulanması durumunda üst santral dişlerdeki labiolingual yöndeki devrilme miktarı hesaplanmıştır. Araştırmalarının sonucunda kaninlerin mezialine yerleştirilen kuvvet kollarından braket slotu seviyesinde kuvvet uygulanması durumunda keserlerde linguale doğru kontrolsüz devrilme hareketi ve ark telinin ön bölgesinde aşağıya doğru deformasyon olduğu bildirilmiştir. Ayrıca kaninlerin mezialine yerleştirilen kuvvet kolunun 5.5 mm olması durumunda anterior bölgede paralel hareket olduğu ve ark telinin daha az deforme olduğu belirtilmiştir. 5.5 mm'den daha yüksek olan kuvvet kollarının kullanılması durumunda ise ark telinin ön bölgesinin yukarı doğru kalkacağını, anterior bölgede köklerde linguale doğru devrilme hareketi meydana geleceğini ve 11.2 mm'ye kadar olan kuvvet kollarının kaninlerin distaline yerleştirilmesi durumunda anterior bölgede lingual yönde devrilme olacağını bildirmişlerdir.

Araştırmamızda kuvvet kolları kanin braketlerinin ortasına yerleştirilmiş ve 1. modelde alveol kretinden apikal yönde 6 mm yüksekliğe yerleştirilen mini-vida seviyesinde olacak şekilde konumlanmıştır. 2. modelde ise molar tüplerinin hookları seviyesinde konumlandırılmıştır. Tominaga ve ark. (279) her ne kadar yapmış oldukları çalışmada kuvvet kollarının yüksekliğini en-masse retraksiyon için değerlendirmiş olsalar da çalışmalarının sonucu, 2. modeldeki anterior dişlerde meydana gelen devrilme miktarının 1. modele göre daha fazla olduğu bulgusu ile uyum göstermektedir.

Dinçyürek (284) keserlerin protrüziv olduğu ve devrilme hareketiyle düzeltilmesinin istendiği vakalarda 2 aşamalı keser retraksiyonu uygulamasının yapılabileceğini belirtmiştir. Araştırmamızda elde ettiğimiz veriler ilk andaki diş hareketlerini göstermesine rağmen derin kapanış ile birlikte keserlerin protrüziv olduğu vakalarda 1. modeldeki mekaniğin, açık kapanış ile keser protrüzyonunun mevcut olduğu vakalarda ise 2. mekaniğin kullanılabileceğini düşünmekteyiz.

Posterior dişlere bakıldığında birinci modelde, 2. premolar dişlerde ve 1. molarların mezialinde ekstrüzyon hareketi görülürken 1.molarların distalinde ve 2. molarlarda az miktarda intrüzyon görülmektedir. İkinci modelde ise 2. premolar dişlerde intrüzyon hareketi gözlemlenirken 1. molar dişlerin distalinde ve 2. molar dişlerde ekstrüzyon hareketi izlenmektedir. Modeller arasında posterior dişlerde meydana gelen bu farklılığı kuvvet uygulaması sırasında destek alınan bölgelerin ve ark telinde meydana gelen deformasyonun farklılığına bağlamaktayız.

Analiz sonucunda posterior bölgede elde ettiğimiz ilk andaki verilere dayanarak 1. modelde meydana gelen molar intrüzyonunun iskeletsel olarak vertikal değerleri artmış bireylerde, 2. modelde meydana gelen molar ekstrüzyonunun ise vertikal değerleri azalmış bireylerde daha avantajlı olacağını düşünmekteyiz.

6. Sonuçlar ve Öneriler

6.1. Sonuçlar

Farklı ankraj sistemleri kullanılarak gerçekleştirilen üst kanin distalizasyonu sırasında, kuvvetin uygulandığı ilk andaki değişimlerin değerlendirildiği araştırmamızdan elde edilen sonuçlar şu şekilde özetlenebilir:

1. İskeletsel ankraj elde etmek amacıyla kullanılan mini-vidalar kuvvetin uygulanmasını takiben kuvvet yönünde yer değiştirme hareketi göstermiştir. Ayrıca kuvvet uygulamasını takiben en fazla stres mini-vidanın boyun bölgesinde tespit edilmiştir.

2. 1. modeldeki dişlerde sagittal düzlemde spee eğrisi şeklinde hareket gözlemlenirken, 2. modeldeki dişlerde ise tersine spee eğrisine benzer şekilde hareket gözlemlenmiştir. İki model arasındaki hareket şeklinde meydana gelen farklılığı 1. modelde kanin braketlerinin ortasına yerleştirilen vertikal çıkıntıların kuvvet yönünde eğilmesine bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

3. Her iki sistemde de kaninlerde distopalatal yönde rotasyon eğilimi gözlemlenmiştir.

4. Mini-vida uygulanan 1. modelde kuvvet uygulamasını takiben posterior dişlerin kronlarında distale doğru yer değiştirme tespit edilmiştir. Ayrıca santral ve lateral dişlerin meziainsizallerinde intrüzyon hareketi görülürken kaninlerde ve laterallerin distoinsizallerinde ekstrüzyon hareketi gözlemlenmiştir. 2. premolarlarda ise ekstrüzyon hareketi görülürken 1. molarlardan 2. molarlara doğru gittikçe artan intrüzyon hareketi gözlemlenmiştir.

5. 2. modelde iki adet transpalatal ark kullanılmasına rağmen, 1. ve 2. molarların kronlarında mesiale doğru hareket gözlemlenmiştir. 2. premolarlarda intrüzyon hareketi görülürken 1. molarlardan 2. molarlara doğru artan ekstrüzyon hareketi görülmektedir. Ayrıca daha çok santral ve laterallerde olmak üzere tüm anterior dişlerde ekstrüzyon hareketi görülmektedir.

6.2. Öneriler

1. modeldeki mekanik sistemin tercih edileceği vakalarda kanin braketlerine yerleştirilecek vertikal çıkıntıların yüksekliği ve kuvvet uygulaması sonucu bu çıkıntılarda meydana gelebilecek değişimler dikkatle incelenmelidir. Diğer mekanik sistemin tercih edileceği vakalarda ise transpalatal arkların sagittal ve vertikal yöndeki diş hareketlerinin kontrolünde %100 başarılı olmadığı göz önünde bulundurulmalıdır.

Araştırmamızın sonucunda elde edilen sonuçlar, iki farklı mekanik sistemde uygulanan kuvvetler 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 kısa bir zaman içerisinde gerçekleşmesi nedeniyle ortaya çıkan sonuçların, klinik ortamda farklılıklar oluşturabileceği de göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca birçok avantajına rağmen sonlu elemanlar analizinin bir simülasyon olduğu unutulmamalıdır.

KAYNAKLAR

1. Hayashi K, Araki Y, Uechi J, Ohno H, Mizoguchi I. A novel method for the three-dimensional (3-D) analysis of orthodontic tooth movement-calculation of rotation about and translation along the finite helical axis. *J Biomech* 2002;35:45-51.
2. Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of new canine-retraction spring. *Am J Orthod* 1985;87:353-362.
3. Samuels RHA, Rudeg SJ, Mair LH. A comparison of the rate of space closure using a nickel- titanium spring and an elastic module: a clinical study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:464-467.
4. K  k, H. Segmental Kanin Retraksiyonunda Prefabrike Springler ile Reverse Closing Loop'un Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2009.
5. Soyak Cura, B. Kanin distalizasyonunda bölümlü ve devamlı arkların etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi,Doktora Tezi,Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,1995.
6. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:18-25.
7. Daskalogiannakis, J.: Glossary of orthodontic terms,Leipzig,2000 Quintessence Publishing Co.
8. Basha AG, Shantaraj R, Mogegowda SB. Comparative study between conventional en-masse retraction (sliding mechanics) and en-masse retraction using orthodontic micro implant. *Implant Dent* 2010;19:128-136.
9. Holland GN, Wallace DA, Mondino BJ, et al. Severe ocular injuries from orthodontic headgear. *Arch Ophthalmol* 1985;103:649-651.
10. Thiruvengkatachari B, Pavithranand A, Rajasigamani K, Kyung HM. Comparison and measurement of the amount of anchorage loss of the molars with and without the use of implant anchorage during canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:551-554.
11. Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthog Surg* 1998;13:201-209.
12. Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 2001;35:417-422.

13. Lin JC, Liou EJ. A new bone screw for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 2003;37:676-681.
14. Wang YC, Liou EJ. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:38-43.
15. 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;135:507-515.
16. Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method). *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117:399-405.
17. 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.
18. Tanne K, Sakuda M, Burstone C. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;92:499-505.
19. Schneider J, Geiger M, Sander FG. Numerical experiments on long-time orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;121:257-65.
20. Yettram AL, Wright KW, Pickard HM. Finite-element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res* 1976;55:1004-1011.
21. Middleton J, Jones M, Wilson A. The Role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:155-162.
22. Proffit WR., Fields HW., Sarver, DM.: *Contemporary Orthodontics*, St.Louis, 2000 Mosby,Inc.
23. Thilander B, Rygh P, Kaare R. Tissue Reactions in Orthodontics. In: Thomas M.Grabner, Vanarsdall RL, *Orthodontics: Current Principles and Techniques*. St. Louis Mosby, Inc.,2000,117-191.
24. Katona TR, Paydar NH, Akay HU, Roberts WE. Stress analysis of bone modeling response to rat molar orthodontics. *J Biomech* 1995;28:27-38.
25. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994;64:175-88.
26. Ülgen, M.: *Ortodonti, anomaliler, sefalometri, etiyoloji, büyüme ve gelişim, tanı*,Ankara,2006 Ankara Üniversitesi Yayınları.
27. Singh, G.: *Textbook of Orthodontics*,2007 Jaypee Brothers Medical Publishers.

28. Tosun, Y.: Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri, İzmir,1999 Ege Üniversitesi Basımevi.
29. King GJ, Fischlschweiger W. The effect of force magnitude on extractable bone resorptive activity and cemental cratering in orthodontic tooth movement. J Dent Res 1982;61:775-779.
30. Kohno T, Matsumoto Y, Kanno Z, Warita H, Soma K. Experimental tooth movement under light orthodontic forces-rates of tooth movement and changes of the periodontium. J Orthod 2002;29:125-132.
31. Owmann-Moll P, Kurol J, Lundgren D. Continuous versus interrupted continuous orthodontic force related to early tooth movement and root resorption. Angle Orthod 1995;65:395-402.
32. Nikolai RJ. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. Am J Orthod 1975;68:290-302
33. Burstone CJ. Application of Bioengineering to Clinical Orthodontics. In: Graber TM., Vanarsdall RL Jr, Orthodontics: Current Principles and Techniques, St. Louis Mosby, Inc., 2000.
34. 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 Dentofacial Orthop 2000;117:175-183.
35. McLaughlin RP, Bennett JC. The transition from standard edgewise to preadjusted appliance systems. J Clin Orthod 1989;23:142-53.
36. Berman M. Straight wire myths. Br J Orthod 1988;15:57-61.
37. Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Aust Dent J 1952;56:11-18.
38. Moyers, RE.: Handbook of Orthodontics, 1958 Year Book Medical Pub.
39. Schwarz AM. Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. Int J Orthod 1932;18:331-352.
40. Begg, PR., Kesling PC.: Begg orthodontic theory and technique, Philadelphia, 1977 Saunders.
41. Graber, TM., Vanarsdall, RL Jr. Orthodontics: Current Principles and Techniques, St. Louis, Mosby, Inc., 2000.
42. Nikolai RJ. On optimum orthodontic force theory as applied to the canine retraction. Am J Orthod 1975;68:290-302.
43. Oppenheim A. Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration. Am J Orthod Oral Surg 1942;28:263-301.

44. Fortin JM. Translation of premolars in the dog by controlling the moment-to-force ratio on the crown. *Am J Orthod* 1971;59:541-551.
45. Burstone CJ, Groves MH. Threshold and optimum force values for maxillary anterior tooth movement. *J Dent Res* 1961;39: 695-700.
46. Ren Y, Maltha JC, Kuijperj-Jagtman AM. Optimum force Magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature Review *Angle Orthod* 2003;73:86-92.
47. Nanda R, Kuhlberg A. Principles of Biomechanics. In: Nanda R, Biomechanics in Clinical Orthodontics. St. Louis Elsevier Saunders,1997.
48. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod.* 1984;85:294-307.
49. Nagerl H, Burstone CJ, Becker B, Kubein-Messenburg D. Centers of rotation with transverse forces: an experimental study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99:337-345.
50. Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of a maxillary central incisor. *Am J Orthod* 1971;59:581-588.
51. Papageorgiou IS. The center of resistance of teeth in orthodontics. *Hell Orthod Rev* 2005;8:41-45.
52. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod* 1980;77:396-409.
53. Burstone CJ. The biomechanics of tooth movement. In: Kraus BS, Reidel RA, Vistas in orthodontics, Philadelphia Lea & Febiger,1962.
54. Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *Eur J Orthod* 1999;21: 633-648.
55. Scuzzo G, Takemoto K. Biomechanics and Comparative Biomechanics. In:Scuzzo G, Takemoto K, Invisible Orthodontics.Quintessence Publishing,2003.
56. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthod* 1966; 36:99-120.
57. Uzuner Esen D. Sabit ortodontik tedavide kanin retraksiyonu safhasında kanin diş uygulanan kortikotominin diş hareketi üzerine etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2001.
58. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94:426-431.
59. Janson G, Dainesi EA, Henriques JFC, Freitas MR, Lima KJRS. Class II subdivision treatment success rate with symmetric and asymmetric extraction protocols. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:257-64.

60. Janson G, Brambilla AC, Henriques JFC, Freitas MR, Neves LS. Class II treatment success rate in 2- and 4-premolar extraction protocols. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:472-479.
61. Vig KWL, Weyant R, Vayda D, O'Brien KD, Bennett E. Orthodontic process and outcome: efficacy studies-strategies for developing process and outcome measures: a new era in orthodontics. *Clin Orthod Res* 1998;1:147-155.
62. 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;68:527-534.
63. Foster,TD.: A text book of orthodontics, London,1990 Blackwell Scientific Publications, 207-230
64. Schoppe RJ. An Analysis of second premolar extraction procedures. *Angle Orthod* 1964;34:292-302.
65. Graber, TM.: Orthodontics principles and practice,1972 WB Saunders Co.
66. Nanda R, Kuhlberg A, Uribe F. Biomechanic Basis of Extraction Space Closure. In: Nanda R, Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics. St. Louis Elsevier Inc.,2005.
67. Ülgen, M: Ortodontik Tedavi Prensipleri,İstanbul,1993 İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi.
68. McLaughlin, RP., Bennett, JC., Trevisi, HJ. Systemized Orthodontic Treatment Mechanics,2001,Mosby Inc.
69. Zwemer, TJ.: Boucher' s Clinical Dental Terminology, St. Louis, 1993 Mosby, Inc.
70. Burstone, CJ.: Modern Edgewise Mechanics and The Segmented Arch Technique, Glendora, California,1995,Ormco Corporation.
71. Sonis AL, Van der Plas E, Gianelly A. A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: An in vivo study. *Am J Orthod* 1986;89:73-78.
72. Nance HN. The limitations of orthodontic treatment: mixed dentition diagnosis and treatment. *Am J Orthod* 1947;33:177-223.
73. Goshgarian RA. Orthodontic palatal arch wires. United States Government Patent Office. Alexandria, Virginia, 1972 (Patent number 3792529).
74. Diedrich P. Different orthodontic anchorage systems. A critical examination. *Fortschr Kieferorthop* 1993;54:156-171.
75. Perez CA, Alba A, Caputo AA, Chaconas SJ. Canine retraction with J hook headgear. *Am J Orthod* 1980;78:538-547.

76. McLaughlin RP, Bennett JC. Anchorage control during leveling and aligning with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod* 1991;25:687-696.
77. Rajcich MM, Sadowsky C. Efficiency of intra arch mechanics using differential moment for achieving anchorage control in extraction cases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:441-448.
78. Stivaros N, Lowe C, Dandy N, Doherty B, Mandall NA. A randomized clinical trial to compare the Goshgarian and Nance palatal arch. *Eur J Orthod* 2010;32:171-176.
79. Cooke MS, Wreakes G. Molar derotation with a modified palatal arch: an improved technique. *Br J Orthod* 1978;5: 201-203.
80. Ten Hoeve A. Palatal bar and lip bumper in non-extraction treatment. *J Clin Orthod* 1985;4:272-291.
81. Dahlquist A, Gebauer U, Ingervall B. The effect of a transpalatal arch for the correction of first molar rotation. *Eur J Orthod* 1996;18:257-267.
82. Mandurino M, Balducci L. Asymmetric distalisation with a TMA transpalatal arch. *J Clin Orthod* 2001;35: 174-178.
83. McNamara, JA., Brudon, WL. *Orthodontic and Orthopedic Treatment in the Mixed Dentition*, Ann Arbor, 1993 Needham Press, 179-192.
84. Wise J, Magness B, Powers J. Maxillary molar vertical control with the use of transpalatal arches. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:403-408.
85. Baldini G, Luder H. Influence of arch shape on the transverse effects of transpalatal arches of the Goshgarian type during application of buccal root torque. *Am J Orthod* 1982;81:202-208.
86. Gündüz E, Zachrisson BU, Hönigl KD, Crismani AG, Bantleon HP. An improved transpalatal bar design. Part I. Comparison of moments and forces delivered by two bar designs for symmetrical molar derotation. *Angle Orthod* 2003;73:239-243.
87. RM, Bench RW, Gugino CF, et al. Forces used in bioprogressive therapy. In: *Bioprogressive Therapy*. Denver, Rocky Mountain Orthodontics, 1978.
88. Koo D, Cal-Neto JP, Noronha MP, et al." Alternatives of skeletal anchorage in orthodontics - principles and applications". <http://orthocj.com/2006/11/skeletal-anchorage-alternatives-in-orthodontics/> 2006
89. Egolf RJ, BeGole EA, Upshaw HS. Factors associated with orthodontic patient compliance with intraoral elastic and headgear wear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;97:336-348.
90. Prabhu J, Cousley RR. Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. *J Orthod* 2006;33:288-307.

91. Editorial: AAO issues special bulletin on extraoral appliance care. *Am J Orthod* 1975;68:457.
92. Nanda, R: *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*, St. Louis, Elsevier Inc 2005.
93. Roberts WE, Nelson CL, Goodacre CJ. Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *J Clin Orthod* 1994;28:6993-6704.
94. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, et al. Skeletal anchorage system for open bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;115:166-174.
95. Creekmore TD, Elchund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 1983;17:266-269.
96. Janssens F, Swennen G, Dujardin T, Glineur R, Malevez C. Use of an onplant as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:566-570.
97. Bretin BT, Grosland NM, Qian F, et al. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:625-635.
98. Antoszewska J, Papadopoulos MA, Park HS, Ludwig B. Five-year experience with orthodontic miniscrew implants: a retrospective investigation of factors influencing success rates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:158.e1-10.
99. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103:e6-15.
100. Lai EH, Yao CC, Chang JZ, Chen I, Chen YJ. Three-dimensional dental model analysis of treatment outcomes for protrusive maxillary dentition: comparison of headgear, miniscrew, and miniplate skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:636-645.
101. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod* 2005;6:82-97.
102. Cha JY, Kil JK, Yoon TM, Hwang CJ. Miniscrew stability evaluated with computerized tomography scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137:73-79.
103. Kyung, HM., Park, HS., Min S., Kwon, OW., Sung, JH.: *Handbook for the Absoanchor Orthodontic Microimplant*, Daegu, 2004 Dentos Inc.
104. Crismani AG, Bertl MH, Celar AG, Bantleon HP, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:108-113.

105. Lim JK, Kim WS, Kim IK, Son CY, Byun HI. Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. *Korea J Orthod* 2003;33:11-20.
106. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, et al. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:373-378.
107. Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:263-267.
108. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:9-15.
109. Maino BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew implants: the spider screw anchorage system. *Semin Orthod* 2005;11:40-46.
110. Costa A, Pasta G, Bergamaschi G. Intraoral hard and soft tissue depths for temporary anchorage devices. *Semin Orthod* 2005;11:10-15.
111. Chen CH, Chang CS, Hsieh CH, Tseng YC, Shen YS, Huang IY, et al. The use of microimplants in orthodontic anchorage. *J Oral Maxillofac Surg* 2006;64:1209-1213.
112. Huja SS, Litsky AS, Beck FM, Johnson KA, Larsen PE. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:307-313.
113. Liou EJW, Pai BCJ, Lin JCY. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:42-47.
114. Park HS, Kyung HM, Sung JH. A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage. *J Clin Orthod* 2002;36:592-596.
115. Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM, Huja SS. A radiographic evaluation of the availability of bone for placement of miniscrews. *Angle Orthod* 2004;74:832-837.
116. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe Zones": A Guide for Miniscrew Positioning in the Maxillary and Mandibular Arch. *Angle Orthod* 2006; 76:191-197.
117. Kim SH, Yoon HG, Choi YS, et al. Evaluation of interdental space of maxillary posterior area for orthodontic mini-implant using cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:635-641.
118. Lane TL. The role of the permanent canines in the race for space. *Am J Orthod* 1962;48:241-250.
119. Adams, CP.: The desing and construction of removable orthodontic appliance, Baltimore, 1970 The Williams and Wilkins Co.,77-78

120. Lewis PD. Canine retraction. *Am J Orthod* 1970;57:543-560.
121. Uzel, İ.: *Ortodonti*, Ankara,1993 Hatipoğlu yayınları.
122. Burstone C. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod* 1982; 82;361-378.
123. Nanda R, Kuhlberg A, Uribe F. Biomechanic Basis of Extraction Space Closure. In:Nanda R. *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*. St. Louis Elsevier Inc,2005.
124. Anderson RM. A return to large nonresilient straight arch wires. *Am J Orthod* 1974;66:9-39.
125. Thurow, RC.: *Edgewise orthodontics*,St. Louis,1966 Mosby Inc.
126. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod* 1980;78:593-609.
127. Staggers JA, Germane N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. *J Clin Orthod* 1991;25:364-369.
128. Downing A, McCabe J, Gordon P. A Study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1994;21:349-357.
129. Burstone CJ, Koenig HA: Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod* 1976;70:1-19.
130. 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.
131. Sueri MY, Turk T. Effectiveness of laceback ligatures on maxillary canine retraction. *Angle Orthod* 2006;76:1010-1014.
132. Loftus BP, Artun J. A model for evaluating friction during orthodontic tooth movement. *Eur J Orthod* 2001;23:253-261.
133. Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod* 1986;90:199-203.
134. Nishio C, da Motta AF, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:56-64.
135. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:542-551.
136. Nanda, R.: *Biomechanics in Clinical Orthodontics*,Philadelphia, 1996 WB Saunders Co.

137. Darendeliler MA, Darendeliler H, Üner O. The drum spring (DS) retractor: a constant and continuous force for canine retraction. *Eur J Orthod* 1997;19:115-130.
138. Toroğlu S, Uzel İ, Uzel E. Farklı iki kanin retraksiyon zemheriğinin klinik etkilerinin karşılaştırılması. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2001;25:36-47.
139. Özer, T. Ortodontik vakalarda farklı yöntemlerle kanin distalizasyonunun etkilerinin incelenmesi, Doktora Tezi, Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2004.
140. Gjessing P. A universal retraction spring. *J Clinical Orthod.* 1994; 28:222-242.
141. Hayashi K, Uechi J, Murata M, Mizoguchi I. Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional analysis based on a midpalatal orthodontic implant. *Eur J Orthod* 2004;26:585-589.
142. Charles CR, Jones ML. Canine retraction with the edgewise appliance-some problems and solutions. *Br J Orthod* 1982;9:194-202.
143. Ziegler P, Ingervall B. A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;95:99-106.
144. Smith R, Storey E: The importance of force in orthodontics. *Aust J Dent* 1952;56:291-304.
145. Baeten LR. Canine retraction: a photoelastic study. *Am J Orthod* 1975;67:11-23.
146. Koenig HA, Burstone CJ. Analysis of generalized curved beams for orthodontic applications. *J Biomech* 1974;7:429-435.
147. Young TY, Baldwin JJ. Analysis of space closing springs in orthodontics. *J Biomech* 1974;7:21-28.
148. Reitan K. Some factors determining the evaluation of force in orthodontics. *Am J Orthod* 1957;43:32-45.
149. Lee BW. Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied. *J Dent Res* 1965;44:1053.
150. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1985;88:252-260.
151. Ren Y, Maltha JC, Hof MAV, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:71-77.
152. 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;9:38-43.

153. Daskalogiannakis J and McLachlan KR. Canine retraction with rare earth magnets: an investigation into the validity of the constant force hypothesis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:489-495.
154. Sonis AL. Comparison of NiTi coil springs vs. elastics in canine retraction. *J Clin Orthod* 1994;18:293-295.
155. 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.
156. Boshart BF, Currier GF, Nanda RS, Duncanson MG. Load deflection rate measurements of activated open and closed coil springs. *Angle Orthod* 1991;60:27-34.
157. Arnold EB, Cunningham JS. Coil springs as application of force. *Int J Orthod Oral Surg* 1934;20:577-579.
158. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94:89-96.
159. Manhartsberger C, Seidenbusch W. Force delivery of Ni-Ti coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:8-21.
160. Angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson MG. Force degradation of closed coil springs. An in vitro evaluation. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992; 102:127-133.
161. Nightingale C, Jones SP. A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. *J Orthod* 2003;30: 229-236.
162. Barwart O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;110:553-558.
163. Dixon V, Read MJF, O'Brien KD, Worthington HV, Mandall NA. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. *J Orthod* 2002;29:31-36.
164. Alavi SH, Yaghchie M. Force Characteristics of Nickel Titanium Closed Coil Springs (3M, GAC, RMO). *Dental Research Journal* 2006;3:77-85.
165. Samuels RHA, Rudge SJ and Mair LH. Study of space closure with nickel titanium closed coil springs and an elastic module. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114:73-79.
166. Moaveni, S.: *Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys*, New Jersey, 2003 Prentice Hall.
167. Holzapfel, GA., Ogden RW.: *Mechanics of Biological Tissue*, Berlin, 2006 Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

168. Nicholson, DW.: Finite element analysis: Thermomechanics of Solids, 2008 CRC Press.
169. Ulusoy, M., Aydın, K.: Bölümlü Protezler, Ankara, 1988 Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.
170. Caputo, AA., Standlee, JP.: Biomechanics in Clinical Dentistry, Illinois, 1987 Quintessence Pub.
171. Hancı, M., Bozdağ, E., Arpacı, A.: Biyomekanik, İstanbul, 2000 Logos Yayıncılık, 10-55.
172. Güngör MA, Dünder M, Artunç C. Dişhekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri. EÜ Dişhek Fak Derg 2005;26:107-116.
173. Zak B. Photoelastische analyse in der orthodontischen mechanik. A. Stomatol 1935;33:22-37.
174. Çötert, HS. Resin bağlantılı metal döküm inley tipi posterior köprü çapalarının ağız içi fonksiyonel kuvvetlere direncinin araştırılması, Doktora tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 1993.
175. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. J Dent Res 1955;34:831-838.
176. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of the orthodontic forces during canine retraction. Am J Orthod 1974;65:250-259.
177. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. AÜ Dişhek Fak Derg 1995;22:201-205.
178. Kydd WL, Daly CH. The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. J Prosthet Dent 1982;47:317-329.
179. Geramy A. Initial stress produced in periodontal membrane by orthodontic loads in presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. 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. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. J Oral Rehabil. 2006;33:690-7.
183. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. Dent Mater 2005;21:709-715.

184. Uddanwadiker RV, Padole PM, Arya H. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. *J Biosci Bioeng* 2007;104:363-370.
185. Chen F, Terada K, Handa K. Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study. *Angle Orthod* 2005; 75:378-385.
186. Ertürk, T. Anterior Dişlerin Mikroimplant Desteği İle İntrüze Edilerek Retrakte Edilmesi Sırasında Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2008.
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 Dentistry: A Review of the Literature. *J Prosthet Dent* 2001;8:585-598.
189. Şahin, MK. Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu elemanlar metodu ile stres dağılımlarının analizi, Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2008.
190. Asaro, RJ., Lubarda, VA.: Mechanics of solids and materials, Cambridge, 2006 Cambridge University Press.
191. O' Brien, WJ.: Dental Materials and Their Selection, 1997 Quintessence Pub Co.
192. McCabe JF, Dişhekimliği Maddeler Bilgisi, Nayır M, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi 1999, 4-24.
193. Franklin FE. Stress Analysis. In: Kutz M, Mechanical Engineers' Handbook. Wiley Interscience, 1998, 191-245.
194. Shigley, JE.: Mechanical Engineering design, Singapur, 1986 McGraw-Hill Book Company.
195. Gümüş, HÖ. Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2007.
196. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123:367-373.
197. Keskin C. Farklı Yöntemlerle Kanin Distalizasyonu Biomekaniğinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle İncelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 1996.
198. Marghitu, DB.: Mechanical Engineer's Handbook, 2001 Academic Press.
199. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *J Biomech* 2002;35:1411-1415.

200. Eraslan, O. Farklı okluzyon tiplerinin temporomandibuler eklem üzerinde oluşturdıkları fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi, Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2004.
201. Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofacial Res* 2004; 7:98-107.
202. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122:174-179.
203. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med Eng Phys* 2000; 22:359-370.
204. Sağasen LE. İçi boş silindir (hollow cylinder) implant destekli overdenturelarda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2000.
205. Lang LA, Wang RF, Kang B, WhiteSN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent* 2001; 86:650-654.
206. Cheung, YK., Yeo MF. Practical introduction to finite element analysis, 1979 Pitman Publishing Ltd,180.
207. Tanne K, Sakuda M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. *Angle Orthod* 1991;61:145-152.
208. Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:342-348.
209. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:498-504.
210. Chen F, Terada K, Hanada K, Saito I. Anchorage effects of a palatal osseointegrated implant with different fixation: a finite element study. *Angle Orthod.* 2005;75:593-601.
211. Al-Sukhun J, Lindqvist C, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behaviour of a finite element model of a human mandible. *J Biomed Mater Res A* 2007;80:247-256.
212. Ulusoy Ç, Darendeliler N. Çenelik uygulamasının mandibula üzerinde oluşturduğu gerilmenin üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2008;25:25-32.

213. İlğün A, Korkmaz HH, Malkoç S, Başçiftçi FA. İnsan Mandibulasında Sonlu Elemanlar Metodu Kullanılarak Gerilme Analizi Yapılması. S.Ü. Müh.-Mim. Fak. Derg 2004;19:29-38.
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. 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.
216. 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.
217. Kojima Y, Mizuno T, Umemura S, Fukui H. A numerical simulation of orthodontic tooth movement produced by a canine retraction spring. Dent Mater J 2007;26:561-567.
218. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, et al. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. Eur J Orthod 2009;31:12-20.
219. Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;134:335.e1-7
220. Bobak V, Christiansen RL, Hollister SJ, Kohn DH. Stress-related molar responses to the transpalatal arch: a finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997;112:512-18.
221. Kojima Y, Fukui H, Miyajima K. The effects of friction and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: A numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;130:275.e1-10.
222. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011;139:e59-71.
223. Bai D, Cheng BH, Luo SJ, Lü T. Three-dimensional finite element analysis of maxillary canine during the tooth translation movement. Sichuan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban. 2004;35:358-360.
224. Wheeler, RC.: Textbook of Dental Anatomy and Physiology,Philadelphia W.B. Saunders Company,1949.
225. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. Am J Orthod 1972;62:296-309.

226. Thiruvengkatachari B, Ammayappan P, Kandaswamy R. Comparison of rate of canine retraction with conventional molar anchorage and titanium implant anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:30-35.
227. Paulson RC, Speidel TM, Isaacson RJ. A laminagraphic study of cuspid retraction versus molar anchorage loss. *Angle Orthod* 1970;40:20-27.
228. Huffman DJ, Way DC. A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes. *Am J Orthod* 1983;83:453-459.
229. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:249-254.
230. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. *Dent Mater* 1989;5:235-240.
231. Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of frictional forces in the 0.022 x 0.028 edgewise bracket in vitro. *J Biomechanics* 1970;3:151-160.
232. Rock WP, Wilson HJ. The effect of bracket type and ligation method upon forces exerted by orthodontic archwires. *Br J Orthod* 1989;16:213-217.
233. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *Angle Orthod* 2000;70:366-376.
234. 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.
235. Smith DV, Rossouw PE, Watson P. Quantified Simulation of Canine Retraction: Evaluation of Frictional Resistance. *Semin Orthod* 2003;9:262-280.
236. Cope JB. Temporary Anchorage Devices in Orthodontics: A Paradigm Shift. *Semin Orthod* 2005;11:3-9.
237. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 1990;60:135-152.
238. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:251-258.
239. Zablocki HL, McNamara JA Jr, Franchi L, Baccetti T. Effect of the transpalatal arch during extraction treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:852-860.
240. Bell WR. A study of applied force as related to use of elastics and coil springs. *Angle Orthod* 1951;21:151-154.
241. Andreasen GF, Bishara S. Comparison of Alastik chains with elastics involved with intra-arch molar-to-molar forces. *Am J Orthod* 1970;40:151-158.

242. von Fraunhofer FA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. *Angle Orthod* 1993;63:145-148.
243. Barlow M, Kula K. Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review. *Orthod Craniofac Res* 2008;11:65-73.
244. Han S, Quick DC. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. *Angle Orthod* 1993;63:67-72.
245. 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.
246. Korkmaz, T. İki değişik gövde tasarımında sabit porselen restorasyonlar üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin değişik bölgelerdeki dağılımlarının holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,1995.
247. Clifford PM, Orr JF, Burden DJ. The effects of increasing the reverse curve of spee in a lower archwire examined using a dynamic photo-elastic gelatine model. *Eur J Orthod* 1999; 21:213-222.
248. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol* 2000;45:543-550.
249. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 99:427-440.
250. Szabó, B., Babuska, I.: Finite element analysis,1991 John Wiley&Sons,Inc.
251. 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.
252. Bişirici, G. Üst Anterior Dişlerin Kütlesel Retraksiyonunun Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Değerlendirilmesi, Doktora Tezi,Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2008.
253. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:316-322.
254. Collings, EW., Welsch G.: Materials properties handbook: Titanium alloys, 1995 ASM International.

255. Işeri H, Tekkaya AE, Oztan O, Bilgiç S. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *Eur J Orthod* 1998;20:347-356.
256. 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;95:200-207.
257. Durkee M. Periodontal ligament stress patterns in a nonlinear finite element model. *J Dent Res* 1997;76:198.
258. Qian H, Chen J, Katona T. The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120:272-279.
259. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:657-665.
260. McGuinness NJ, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *Eur J Orthod* 1991;13:231-242.
261. Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P. Clinical applications of the miniscrew anchorage system (M.A.S) in the maxillary alveolar bone. *Prog Orthod* 2004;5:212-235.
262. Santiago RC, de Paula FO, Fraga MR, Picorelli Assis NM, Vitral RW. Correlation between miniscrew stability and bone mineral density in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:243-250.
263. Deguchi T, Nasu M, Murakami K, et al. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;129:721.e7-12.
264. Ishii T, Nojima K, Nishii Y, Takaki T, Yamaguchi H. Evaluation of the implantation position of mini-screws for orthodontic treatment in the maxillary molar area by a micro CT. *Bull Tokyo Dent Coll* 2004;45:165-172.
265. Melsen B. Mini-implants: where are we? *J Clin Orthod* 2005;39:539-547.
266. Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003;37:321-328.
267. Park, HS.: *Orthodontic Treatment Using Micro-implant*, Seoul, 2006 Narae Publishing Inc.
268. Wilmes B, Su YY, Drescher D. Insertion Angle Impact on Primary Stability of Orthodontic Mini-Implants. *Angle Orthod* 2008;78:1065-1070.

269. Zhang Y, Zhang D, Feng CJ A Three-dimensional Finite Element Analysis for the Biomechanical Characteristics of Orthodontic Anchorage Micro-implant Shanghai Kou Qiang Yi Xue. 2005;14:281-283.
270. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. Clin Oral Implants Res 2004;15:474-480.
271. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigation of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:333-340.
272. Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. Mechanical and histological properties. Angle Orthod 2008;78:692-698.
273. Takaki T, Tamura N, Yamamoto M, et al. Clinical study of temporary anchorage devices for orthodontic treatment-stability of micro/mini-screws and mini-plates: experience with 455 cases. Bull Tokyo Dent Coll 2010;51:151-163.
274. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007;131:S43-51.
275. Lee, JS., Kim, JK., Park, YC; Vanarsdall, RL Jr.: Applications of Orthodontic Mini-Implants, 2007 Quintessence Pub Co.
276. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. The zygoma anchorage system. J Clin Orthod 2002;36:455-459.
277. Sia S, Koga Y, Yoshida N Determining the Center of Resistance of Maxillary Anterior Teeth Subjected to Retraction Forces in Sliding Mechanics. Angle Orthod 2007;77:999-1003.
278. Kim T, Suh J, Kim N, Lee M. Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010;137:639-647.
279. Tominaga JY, Tanaka M, Koga Y, et al. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. Angle Orthod 2009;79:1102-1107.
280. Williams, JK., Cook, PA., Isaacson, KF., Thom, AR.: Fixed orthodontic appliances-principles and practice, Oxford, 1995, Butterworth-Heinemann.
281. Gallas MM, Abeleira MT, Fernández JR, Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. Eur J Orthod 2005;27:12-16.
282. El-Beialy AR, Abou-El-Ezz AM, Attia KH, El-Bialy AM, Mostafa YA. Loss of anchorage of miniscrews: A 3-dimensional assessment. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;136:700-707.

283. Floria, Franchi L, Bassarelli T. "Anterior and Canine Retraction: Biomechanic Considerations". <http://www.vjo.it/issue-1-3/paulgi/10.12.1996>
284. Dinçyürek, GK. Mikrovida İmplant Ankrajı Kullanılan Çekimli Vakalarda Anterior Segmentin Kütlesel (En Masse) Retraksiyonu ile İki Aşamalı Retraksiyonunun Karşılaştırılmalı Olarak İncelenmesi, Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,2009.

Özgeçmiş

1982 yılında Kuşadası'nda doğdum. 2000 yılında Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde öğretim görmeye başladım ve 2006 yılında yüksek lisans eğitimimi tamamladım. 2007 yılında Dicle Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda doktora programına başladım.