



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

**PALATİNALDE GÖMÜLÜ KANINLERİN BALLİSTA VE
KİLROY SPRİNGLERİN FARKLI KUVVETLERİYLE
SÜRDÜRÜLMESİNDE OLUŞAN STRES DAĞILIMININ SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ METODUYLA İNCELENMESİ**

ECEM NAGİHAN BAŞER

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi NEVİN KAPTAN AKAR

İSTANBUL - 2022

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi
Programın Seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora (X)
Anabilim Dalı : Ortodonti
Tez Sahibi : Ecem Nagihan BAŞER
Tez Başlığı : Palatinalde gömülü kaninlerin Ballista ve Kilroy springlerin farklı kuvvetleriyle sürdürülmesinde oluşan stres dağılımının sonlu elemanlar analizi metoduyla incelenmesi
Sınav Yeri : İstanbul Medipol Üniversitesi Haliç Yerleşkesi
Sınav Tarihi : 24.10.2022

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman

Kurumu

İmza

Dr.Öğr.Üyesi Nevin KAPTAN AKAR Kocaeli Üniversitesi

Sınav Jüri Üyeleri

Prof.Dr. Hüsamettin OKTAY	İstanbul Medipol Üniversitesi
Prof.Dr. Mehmet Alp TAVAS	İstanbul Medipol Üniversitesi
Dr.Öğr.Üyesi Ece ÇETİN	İstanbul Medipol Üniversitesi
Prof.Dr. Umut ÇAKAN	İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Doktora Tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../ tarih ve/..... - sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr. Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür Vekili

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içerisinde elde ettiğimi, bu tez çalışması ile elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

TEZ SAHİBİ

Ecem Nagihan Başer

İmza

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince; kıymetli bilgi, tecrübe ve birikimleri ile bana hayatın her alanında yol gösteren, öğrencisi olduğum için her zaman gurur duyacağım, değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Nevin Kaptan Akar'a,

Kendimi geliştirmemde, ilgi ve önerilerini göstermekten kaçınmayan değerli hocam Doç. Dr. Gülşilay Sayar'a,

Engin bilgisinden yararlandığım değerli Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Hüsamettin Oktay'a,

Eğitimim süresince her alanda benden yardımlarını esirgemeyen, dönem arkadaşlarım Dt. Recep Onur Güneş'e, Dt. Ecem Özserp'a,

Tez çalışmamıza proje kapsamında destek veren TÜBİTAK'a,

Analizlerin gerçekleştirilmesi ve her türlü teknik destek için Ay Tasarım Ltd. Şti. sorumluları Ayberk Yağız ve Gözde Uluçay'a,

Lisans eğitimim boyunca ve doktora sürecimde her daim bilgisini, dostluğunu hissettiğim Dr. Öğr. Üyesi İpek Güldiken ve Dt. İrem Coşar'a, en büyük desteğim Selim Demirci'ye,

Üzerimde emeği olan tüm hocalarıma, eğitimim boyunca beraber çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve klinik çalışanlarına,

Hayatım boyunca her konuda ilgi ve sevgilerini hissettiğim, çıktığım her yolda bana sonsuz emek ve destek veren, tüm fedakarlıkları ve güvenleri ile bugünlere gelmemi sağlayan gurur duyduğum sevgili aileme, canım annem Deniz Başer, babam Fatih Başer, kardeşim Arş.Gör. Ceren Başer Kanbak, Tunahan Kanbak'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum...

Ecem Nagihan BAŞER

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI FORMU	i
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
1. ÖZET.....	xiii
2. ABSTRACT.....	xiv
3. GİRİŞ VE AMAÇ	1
4. GENEL BİLGİLER.....	3
4.1. Ortodontide Diş Hareketleri ve Kuvvetler	3
4.1.1. <i>Braketler ve ark telleri</i>	4
4.1.2. <i>Kanin dişler</i>	7
4.1.3. <i>Palatinalde gömülü kanin dişlerin insidansı</i>	11
4.1.4. <i>Palatinalde gömülü kanin dişlerin etiyojisi ve teşhis yöntemleri</i>	11
4.1.4.1. <i>Göz ile muayene yöntemi (İnspeksiyon)</i>	12
4.1.4.2. <i>El ile muayane yöntemi (Palpasyon)</i>	13
4.1.4.3. <i>Radyografik yöntemler</i>	13
4.1.5. <i>Palatinalde gömülü kanin dişlerin tedavi yöntemleri</i>	17
4.1.5.1. <i>Traksiyonla sürdürme</i>	19
4.1.5.2. <i>Cerrahi teknikler ile sürdürme</i>	19
4.1.5.3. <i>Ortodontik kuvvet ile gömülü diş sürdürme</i>	21
4.1.5.3.1. <i>Sürdürme sırasında kullanılan ataçmanlar</i>	22
4.1.5.3.2. <i>Sürdürme teknikleri (hareketli-magnetler-ballista-kilroy-k9-elastik-EasyWayCoil sistem -Light Auxiliary labial arch)</i>	23
4.2. <i>Sürdürme Esnasında Görülebilecek Olası Yan Etkiler</i>	31
4.3. <i>Kuvvet Analiz Yöntemleri</i>	33
4.3.1. <i>Gerinim ölçer (Strain Gauge) analizi</i>	33
4.3.2. <i>Holografik interferometre analizi (Lazer ışıklı kuvvet analizi)</i>	33
4.3.3. <i>Kırılgan vernikle kaplama yöntemi</i>	34

4.3.4.	<i>Fotoelastik gerilme analizi</i>	34
4.3.5.	<i>Sonlu elemanlar analizi</i>	35
4.3.5.1.	<i>Sonlu elemanlar analizindeki temel terimler</i>	37
4.3.5.1.1.	<i>Homojen cisim</i>	37
4.3.5.1.2.	<i>Eleman (Element)</i>	37
4.3.5.1.3.	<i>Düğüm (Node)</i>	37
4.3.5.1.4.	<i>Ağ yapısı oluşturma (Mesh)</i>	38
4.3.5.1.5.	<i>Sınır şartları (Boundary conditions)</i>	38
4.3.5.1.6.	<i>Kuvvet</i>	38
4.3.5.1.7.	<i>Gerilme (Stress)</i>	39
4.3.5.1.8.	<i>Asal gerilmeler (Principle stress)</i>	39
4.3.5.1.9.	<i>Von Misses gerilmesi</i>	40
4.3.5.1.10.	<i>Gerinim (Strain)</i>	40
4.3.5.1.11.	<i>Elastiklik- Viskoelastiklik</i>	41
4.3.5.1.12.	<i>Young modülü (Elastiklik modülü)</i>	41
4.3.5.1.13.	<i>Poisson oranı</i>	41
4.3.5.1.14.	<i>İzotropi ve anizotropi</i>	42
4.3.5.2.	<i>Sonlu elemanlar analizinin avantajları</i>	42
4.3.5.3.	<i>Sonlu elemanlar analizinin dezavantajları</i>	42
4.3.5.4.	<i>Sonlu elemanlar analizinin işlem basamakları</i>	43
5.	METOT VE MATERYAL	44
5.1.	<i>Geometrik Modellerin Oluşturulması</i>	47
5.1.1.	<i>Model setlerinin oluşturulması</i>	49
5.2.	<i>Matematiksel Modellerin Oluşturulması ve Ölçümler</i>	52
6.	BULGULAR	54
6.1.	<i>Ön Çalışma Bulguları</i>	54
6.2.	<i>Yer Değiştirme Bulguları</i>	56
6.2.1.	<i>Gömülü dişe ait yer değiştirme bulguları</i>	56
6.2.2.	<i>Gömülü dişlerle aynı segmentte yer alan maksiller dişlerin toplam yer değiştirme bulguları</i>	59

6.2.3.	<i>Sagittal yön yer değiştirme bulguları.....</i>	64
6.2.4.	<i>Horizontal yön yer değiştirme.....</i>	68
6.2.5.	<i>Vertikal Yön Yer Değiştirme</i>	73
6.3.	Von mises stres değerlerine ait bulgular	78
7.	TARTIşMA	89
8.	SONUÇ.....	115
9.	KAYNAKLAR	117
10.	EKLER.....	135
11.	ETİK KURUL ONAYI.....	135
12.	ÖZGEÇMİş.....	138

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

- 3D:** Üç boyutlu
- BT:** Bilgisayarlı Tomografi
- E:** Gerilme/Gerinim
- FEM:** Finite Element Method (Sonlu Elemanlar Metodu)
- FOV:** Field of View
- GB:** Gigabayt
- GHz:** Gigahertz
- GPa:** Giga Pascal
- gr:** Gram
- KIBT:** Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
- mm:** Milimetre
- mm²:** Milimetre kare
- MPa:** Mega Pascal
- M/F:** Moment / Kuvvet
- N:** Newton
- N/mm²:** Newton / mm²
- °:** Derece
- P max:** Basma gerinimi
- P min:** Çekme gerinimi
- P:** Basınç
- PDL:** Periodontal ligament
- SEM:** Spectral Element Method
- SI:** Uluslararası Birim Sistemi
- SS:** Stainless Steel (Paslanmaz Çelik)
- TB:** Terabayt
- TPA:** Transpalatal ark
- #21 IT:** 21 nolu dişin insizal tip
- #21 AT:** 21 nolu dişin apikal tip
- #22 IT:** 22 nolu dişin insizal tip
- #22 AT:** 22 nolu dişin apikal tip

#23 IT: 23 nolu dişin tüberköl tepesi
#23 AT: 23 nolu dişin apikal tip
#24 BTT: 24 nolu dişin bukkal tüberköl tepesi
#24 PTT: 24 nolu dişin palatinal tüberköl tepesi
#24 BAT: 24 nolu diş bukkal apikal tip
#24 PAT: 24 nolu diş palatinal apikal tip
#25 BTT: 25 nolu dişin bukkal tüberköl tepesi
#25 PTT: 25 nolu dişin palatinal tüberköl tepesi
#25AT: 25 nolu dişin apikal tip
#26 MBTT: 26 nolu dişin meziobukkal tüberköl tepesi
#26 DBTT: 26 nolu dişin distobukkal tüberköl tepesi
#26 MPTT: 26 nolu dişin meziopalatinal tüberköl tepesi
#26 DPTT: 26 nolu dişin distopalatinal tüberköl tepesi
#26 MBAT: 26 nolu dişin meziobukkal apikal tip
#26 DBAT: 26 nolu dişin distobukkal apikal tip
#26 PAT: 6 nolu dişin palatinal apikal tip
#27 MBTT: 27 nolu dişin meziobukkal tüberköl tepesi
#27 DBTT: 27 nolu dişin distobukkal tüberköl tepesi
#27 MPTT: 27 nolu dişin meziopalatinal tüberköl tepesi
#27 DPTT: 27 nolu dişin distopalatinal tüberköl tepesi
#27 MBAT: 27 nolu dişin meziobukkal apikal tip
#27 DBAT: 27 nolu dişin distobukkal apikal tip
#27 PAT: 27 nolu dişin palatinal apikal tip

TABLolar LİSTESİ

Tablo 5.1 Modellenen Yapıların Poisson Oranı ve Young Modülü.....	51
Tablo 6.1 Betimleyici İstatistikler Tablosu	54
Tablo 6.2 Normallik Testi Değerlendirme Sonuçları.....	54
Tablo 6.3 Koronal BT ve Sagital BT Ölçümlerine Ait İstatistiksel Değerlendirme Sonuçları	55
Tablo 6.4 Gömölü Kanin Dişlerdeki Toplam Yer Değiştirme Değerleri.....	56
Tablo 6.5 Aynı Taraftaki İnsizaller ve Tüberköl Tepeleri Toplam Yer Değiştirme Değerleri (mm).....	59
Tablo 6.6 Aynı Taraftaki Apikaller Toplam Yer Değiştirme Değerleri (mm).....	60
Tablo 6.7 Aynı Taraftaki İnsizaller (Tüberköl Tepeleri) X Yönü Yer Değiştirme Tablosu (mm).....	65
Tablo 6.8 Aynı Taraftaki Apikaller X Yönü Yer Değiştirme Tablosu (mm).....	65
Tablo 6.9 Karşı Taraftaki İnsizaller (Tüb. Tepeleri) X Yönü Yer Değiştirme Tablosu (Mm)	68
Tablo 6.10 Aynı Taraftaki İnsizaller (Tüb. Tepeleri) Y Yönü Yer Değiştirme Tablosu (Mm)	69
Tablo 6.11 Aynı Taraftaki Apikaller Y Yönü Yer Değiştirme Tablosu (Mm)	69
Tablo 6.12 Karşı Taraftaki İnsizaller (tüb tepeleri) Y Yönü Yer Değiştirme Tablosu (mm).....	73
Tablo 6.13 Aynı Taraftaki İnsizaller (Tüb Tepeleri) Z Yönü Yer Değiştirme Tablosu	74
Tablo 6.14 Aynı Taraftaki Apikaller Z Yönü Yer Değiştirme Tablosu (Mm).....	74
Tablo 6.15 Karşı Taraftaki İnsizaller (Tüb Tepeleri) Z Yönü Yer Değiştirme Tablosu (Mm)	78

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4.1 Magnetler ve Hareketli Aparentlerle Diş Sürdürme (J,Faber,2006).....	23
Şekil 4.2 Ballista Spring (H, Jacoby,1979).....	24
Şekil 4.3 Kilroy Spring (Bowman, S.,2003).....	27
Şekil 4.4 Auxiliary Arch (Kornhauser, S.,1996)	28
Şekil 4.5 Cantilever Sistem (Kalra, V., 2000)	30
Şekil 4.6 EasyWayCoil Sistem (Schubert, M.,2008).....	31
Şekil 5.1 a) Koronal BT Ölçümleri, b) Aksiyal BT Ölçümleri, c) Sagittal BT Ölçümleri	45
Şekil 5.2 Fempro Yazılımında Kullanılan Eleman Çeşitleri	47
Şekil 5.3 3D-Doctor Yazılımında Kesitler Üzerindeki Kemik Dokular İnteraktif Segmentasyon Yöntemiyle 3 Boyutlu Model Haline Getirilmesi.....	48
Şekil 5.4 "3 Boyutlu Kompleks Render" Yöntemiyle Modellenmiş Kemik	49
Şekil 5.5 Ballista ve Kilroy Spring Dişler ve Periodontal Ligamentler Modellemesi	50
Şekil 5.6 Gömülü Kanin Dişin Hazırlanan En Kaba Sanal Modelinin 3 Boyutlu Çıktı Görüntüsü.....	50
Şekil 5.7 Ballista Spring Bükümü Model Seti.....	52
Şekil 5.8 Kilroy Spring Bükümü Model Seti.....	52
Şekil 6.1 B60 (Ballista 60gr) Modeli Gömülü Dişe Ait Toplam Yer Değiştirme Görseli	57
Şekil 6.2 B120 (Ballista 120gr) Modeli Gömülü Dişteki Toplam Yer Değiştirme Değerleri.....	57
Şekil 6.3 K60 (Kilroy 60gr) Modeli Gömülü Dişteki Toplam Yer Değiştirme Değerleri	58
Şekil 6.4 K120 (Kilroy 120gr) Modeli Gömülü Dişteki Toplam Yer Değiştirme Değerleri.....	58
Şekil 6.5 Gömülü Diş Segmentindeki Maksiller Dişlerin Toplam Yer Değişimi	61
Şekil 6.6 B60 Modelinde Gömülü Dişle Aynı Segmentte Yer Alan Maksiller Dişlerdeki Toplam Yer Değiştirme Görseli	62
Şekil 6.7 B120 Modelinde Gömülü Dişle Aynı Segmentte Yer Alan Maksiller Dişlerdeki Toplam Yer Değiştirme Görseli	62

Şekil 6.8 K60 Modelinde Gömülü Dişle Aynı Segmentte Yer Alan Maksiller Dişlerdeki Toplam Yer Değiştirme Görseli	63
Şekil 6.9 K120 Modelinde Gömülü Dişle Aynı Segmentte Yer Alan Maksiller Dişlerdeki Toplam Yer Değiştirme Görseli	63
Şekil 6.10 Gömülü Dişin Karşıt Segmentinde Maksiller Dişlerin Toplam Yer Değişimi	64
Şekil 6.11 B60 modelinde X yönü yer değiştirme görseli	66
Şekil 6.12 B120 Modelinde X Yönü Yer Değiştirme Görseli	66
Şekil 6.13 K60 Modelinde X Yönü Yer Değiştirme Görseli	67
Şekil 6.14 K120 Modelinde X Yönü Yer Değiştirme Görseli	67
Şekil 6.15 B60 Modelinde Y Yönü Yer Değiştirme Görseli	70
Şekil 6.16 B120 Modelinde Y Yönü Yer Değiştirme Görseli	71
Şekil 6.17 K60 Modelinde Y Yönü Yer Değiştirme Görseli	71
Şekil 6.18 K120 modelinde Y yönü yer değiştirme görseli	72
Şekil 6.19 B60 Modelinde Z Yönü Yer Değiştirme Görseli	75
Şekil 6.20 B120 Modelinde Z Yönü Yer Değiştirme Görseli	76
Şekil 6.21 K60 Modelinde Z Yönü Yer Değiştirme Görseli	76
Şekil 6.22 K120 Modelinde Z Yönü Yer Değiştirme Görseli	77
Şekil 6.23 Gömülü Diş Segmentindeki Maksiller Dişlerin Von Mises Gerilim Değerleri (Bkz. Kısaltmalar listesi (Şekildeki kısaltmalar için))	79
Şekil 6.24 B60 modeli Gömülü Diş Segmentindeki Von Mises Stres Değerleri Görseli	79
Şekil 6.25 B120 Modeli Gömülü Diş Segmentindeki Von Mises Stres Değerleri Görseli	80
Şekil 6.26 K60 Modeli Gömülü Diş Segmentindeki Von Mises Stres Değerleri Görseli	80
Şekil 6.27 K120 modeli Gömülü Diş Segmentindeki Von Mises Stres Değerleri Görseli	81
Şekil 6.28 Gömülü Dişin Karşıt Segmentindeki Dişlerin Von Mises Gerilim Değerleri	82
Şekil 6.29 B60 Modeli Karşıt Ark Von Mises Stres Değerleri Görseli	83
Şekil 6.30 B120 modeli karşıt ark Von Mises Stres Değerleri Görseli	83

Şekil 6.31 K60 Modeli Karşıt Ark Von Mises Stres Değerleri Görseli	84
Şekil 6.32 K120 modeli karşıt ark Von Mises Stres Değerleri Görseli	84
Şekil 6.33 Gömülü Diş Segmentindeki Dişlerin Kortikal Kemik Maksimum Ve Minimum Asal Gerilim Değerleri.....	85
Şekil 6.34 Gömülü Diş Segmentindeki Dişlerin Spongioz Kemik (Soket Dışı) Maksimum ve Minimum Asal Gerilim Değerleri	86
Şekil 6.35 Gömülü Diş Segmentindeki Dişlerin Spongioz Kemik (Soket İçi) Maksimum ve Minimum Asal Gerilim Değerleri	87



1. ÖZET

PALATİNALDE GÖMÜLÜ KANINLERİN BALLİSTA VE KİLROY SPRİNGLERİN FARKLI KUVVETLERİYLE SÜRDÜRÜLMESİNDE OLUŞAN STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ METODUYLA İNCELENMESİ

Amacımız palatinalde gömülü kaninlerin ballista ve kilroy springlerin farklı kuvvetleriyle sürdürülmesinde oluşan stres dağılımının sonlu elemanlar analizi metoduyla incelenmesiyle gömülü dişin sürdürülmesi sırasında, gömülü diş ve çevre dentoalveoler yapılar da meydana gelecek değişimlerin tanımlanmasıdır. Dört farklı model sırasıyla; Ballista-60gr, 120gr ve Kilroy-60gr ve 120gr olmak üzere hazırlanmıştır. Aynı aparey çeşidinde kuvvet arttıkça değerler yaklaşık iki katına çıkmaktadır. Ancak aparey tasarımı değiştirildiğinde ballista ve kilroy springler arasında destek dişlerdeki en fazla yer değiştirmeler ve von mises stres gerilmeleri farklılık göstermektedir. Literatürle paralel bulgu olarak kilroy spring modellerinde gömülü dişe komşu lateral dişte, ballista spring modellerinde ise gömülü dişe komşu 1.premolar dişin palatinal tüberkül tepesinde toplam yer değiştirme değerleri en fazla ölçülmüştür. Minimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde ballista modellerinde soket içi sıkışma gerilimi en fazla lateral dişte, kilroy modellerinde ise 1.premolar dişin bukkal kök soket içinde ölçülmüştür. Kilroy modellerde 2. sırada lateral dişte yüksek sıkışma gerilmeleri ölçülmüş olup, ballista modellerinde 1.premolar dişin bukkal kök soketi içinde ölçülmüştür. Karşıt segmentte yer değiştirme değerleri karşıt arkta çok daha düşük değerlerdir. Bulgular ışığında çekme gerilmeleri aparey dizaynına bağlıdır. Kuvvet arttığında en çok etkilenen dişlerin ise değişmediği gözlenmiştir. Sonuç olarak, kuvvet değerlerinin ve aparey dizaynının önemi net ölçümlerle gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Ballista Spring, Gömülü Kanin, Kilroy Spring, Ortodonti, Sonlu Elemanlar

Bu tez TÜBİTAK tarafından 119S096 numaralı proje olarak desteklenmiştir.

2. ABSTRACT

EFFECTS OF APPLYING BALLISTA AND KILROY SPRINGS AT DIFFERENT FORCE LEVELS ON PALATALLY IMPACTED CANINES: A FINITE ELEMENT ANALYSIS

The purpose of this study is to identify the changes that will occur in the impacted tooth and surrounding dentoalveolar structures by reviewing the distribution of stress occurring with the traction of the palatally impacted canine teeth with different forces of kilroy and ballista springs with finite element analysis method. The 4 models prepared are, respectively, Ballista Spring-60gr and 120gr, Kilroy Spring-60gr and 120gr. The values are approximately doubled as the forces increase in the same appliance. But when the appliance design is changed, between the kilroy and ballista springs, the maximum amount of displacement and von mises stress tensions differ. Consistent with the literature, in the kilroy spring models the maximum amount of displacement occurs in the cusp tips of lateral teeth; whereas in the ballista spring models the total displacement values occur in the palatal cusp tips of first premolars. When the minor principal stress aspect is studied, in the Ballista models the tooth with the highest compression stress within the socket is found to be the lateral incisor. Whereas in the Kilroy models it was measured in the buccal root socket of the first premolar. In the Kilroy models second highest compression stress was measured in lateral incisor while in the Ballista models it was measured in the buccal root socket of the first premolar. The lowest values varied between the Ballista and Kilroy models. The displacement values of the opposite teeth where there was no impacted tooth were lower than those observed in the teeth adjacent to the impacted tooth as expected. As a result of our study, the importance of appliance design and force values were observed with clear measurements.

Key words: Ballista Spring, Finite Element Analysis, Impacted canines, Kilroy Spring, Orthodontics

The thesis was supported by TUBITAK as Project number 119S096.

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Maksiller kaninler, üçüncü molar dişlerden sonra en sık gömülü kaldığı tespit edilen dişlerdir ve maksiller gömülü diş olgularının %8 i bilateraldir (1). Literatürde gömülü maksiller kanin diş insidansı %0,92 ile %2,2 arasındadır (2-4). Türk toplumunda yapılmış çalışmada ise gömülü maksiller kanin görülme sıklığının %5-6 arasında olduğu tespit edilmiştir (5,6).

Maksiller kanin dişler farklı sebeplerle palatinalde yönelebilirler (7,8). Özellikle maksillada kaninlerin palatinalde gömülü kalmasıyla ilgili çeşitli teoriler öne sürülmüştür. Bu teoriler; uzun erüpsiyon yolu, arka yer darlığının varlığı (9) süt kanin dişin kök rezorpsiyonunun olmaması (10,11), travma (12,13), rehberlik teorisi (7,14-16) ve genetik teori (14,15) olarak sıralanabilir. Maksillada özellikle palatinalde gömülü kalan dişler için cerrahi ile üzeri açılır ve arktaki yerlerine getirebilmek için ortodontik kuvvetle ekstrüzyon yönde traksiyon yapılması gereklidir (17).

Literatür incelendiğinde tavsiye edilen ekstrüzyon kuvveti 30-50 gr arasındadır (18). Bununla birlikte, gömülü kaninler için ekstrüzyon kuvvetinin büyüklüğü hiç rapor edilmemiştir (19). In vitro modelde tam olarak aktive edilen Kilroy springin 2,35 N, Elastik zincirin 2,47 N ve Ligatür telinin 2,57 N kuvvet ürettiği rapor edilmiştir (19). Kocsis ve Seres (20) 69 gömülü kaninin tedavisi takip etmiş ve gömülü dişlere 0,5-0,8 N (50gr-80 gr) kuvvet uygulamışlardır.

Jacoby (22) adlı araştırmacı 1979 yılında ilk kez Ballista spring adlı mekanikle gömülü kanin sürdürmüştür. Araştırmacı bu mekanikle 60 ile 150 gr arası kuvvet elde edebileceğini söylemiştir (22).

Kilroy spring ise ilk olarak 2003 yılında Bowman ve Carano (23) tarafından tanımlanmıştır. Bu springin 2 çeşidi vardır; Kilroy I ve Kilroy II. Bukkalde gömülü dişlere ve palatinalde gömülü dişlere uygulanabilmesi için farklı tasarımları vardır. Kilroy I palatinalde gömülü dişler için tasarlanan tipidir.

Çalışmamızda çevre periodontal dokular, kemik yapıları, ballista spring ve kilroy springler simüle edilmiştir. Kuvvet analiz yöntemi olarak lineer olmayan sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır. Bu analiz sanal ortamda yapıldığından aynı şartlar

altında tekrarlanabilir olduğundan güvenilirliği sağlar ve bu sebeple de analizi oldukça değerlidir (24).

Çalışmamızın amacı, klinik çalışmalarla veya hayvan deneyleriyle elde edilemeyecek olan simülasyonu bilgisayar ortamında gerçekleştirmek ve yapılacak klinik çıkarımlar sayesinde uygulanacak kuvvetlerin çevre periodontal dokuların sağlığı gözetilerek palatinalde konumlanan gömülü dişlerin sürdürülmesi sürecine ışık tutmaktır. İncelenen literatürler neticesinde bu konuda sonlu elemanlar analizi ile yapılan, farklı kuvvetler içeren başka araştırma olmadığı tespit edilmiştir. Klinik deney yapılamayacak bir konu olması sebebiyle bilgisayar simülasyonları sayesinde stres analizi yapmak projemizi özgün kılmaktadır. Bu çalışmada; 4 farklı model tasarlanmıştır. Ballista ve Kilroy modellerinde gömülü kanin çekme yönünde 60 gr ve 120 gr kuvvetler uygulanmıştır. Gömülü dişin apeksi ve tüberkül tepesi dahil olmak üzere tüm dişlerin apeks ve insizal kenarlarındaki yer değiştirme değerleri, soket içi ve soket dışında oluşturdukları von mises stres değerleri, maksimum ve minimum asal gerilmeleri incelendi. Zamandan bağımsız izotropik özellikler ile analiz gerçekleştirildi.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Ortodontide Diş Hareketleri ve Kuvvetler

Ortodontik tedavi esnasında dişlere uygulanan kuvvetler ile dentofasiyal yapıda meydana getirilen etki ve bunun sonucunda meydana gelen cevap ile dişler hareket eder. Ortodontik diş hareketleri esnasında dişler ve dişleri çevreleyen tüm çevre dokularında (dişeti, alveolar kemik, periodontal ligamentler ve pulpa) kemik turnover mekanizmaları ve remodelingler devrededir (25).

Ortodontik tedavilerde dişler üzerine yeterli sürede uygun kuvvetler uygulanarak dişin içinde yer aldığı alveol kemikte remodeling işlemi gerçekleşir ve bu sayede diş hareket ettirilir (26). Bu kuvvetlerin uygulandığı süreçte çevre periodontal ligamentlerde ve kök çevresindeki alveol kemikte yeniden şekillenme reaksiyonları ve hücresel değişiklikler meydana gelir (27).

Periodontal ligament (PDL) dişlerin kök seviyesinde diş ile kemiğin birbirine bağlanmasını sağlayan fibröz, yoğun bağ dokudur (28). Periodontal ligament yapısının çoğu kollajen lifler tarafından oluşturulmuş olsa da diş hareketinin oluşmasında hücresel elemanlar ve doku sıvıları önemli rol oynar (26). Remodeling mekanizması ortodontik tedavide uygulanan kuvvetler ile dişlerin hareket ettirilebilmesini sağlayan en temel mekanizmadır. Remodeling hem diş çevresindeki periodontal ligamentlerde hem de alveol kemikte meydana gelmektedir.

Ortodontik tedaviler esnasında optimal kuvvet tercih edilmektedir. Tanım olarak yıllar içinde oldukça değişikliğe uğramış olsa da kabul gören tanım; optimal kuvvetin belirli şiddet ve belirli bir uygulama süresiyle (sabit, azalan, kesikli) dokuya ve hastaya zarar veya rahatsızlık vermeden maksimum diş hareketi sağlayabilen kuvvettir. Histolojik olarak incelendiğinde dokunun canlılığını devam ettirerek periodontal ligamentlere stres uygulayabilen, kemikte rezorpsiyon-apozisyon gerçekleştirerek yeterli hücresel cevabı başlatabilen kuvvete optimal kuvvet denir. Optimal kuvvetler dişler arasında farklılık gösterirken bireyler arasında da değişkendir (29).

Quinn ve Yoshikawa (30) alışmalarında dört modelden bahsetmiştir. Ortodontik tedavide uygulanan kuvvetin byklg ve doku cevabı arasında ilişki vardır (30).

Schwarz (31) 1932'de ilk defa optimal kuvvet tanımından bahsettiğinde periodontal ligamentlere gelen optimal kuvvetler kılcal damarların kan basıncına eşit olmalıdır. Bu değerin altındaki kuvvetlerle herhangi bir değişiklik olmazken daha yüksek kuvvetlerin ise nekroza sebep olduğu raporlanmıştır (26). Optimal kuvvetlerle gerçekleştirilen diş hareketleri hastalarda fiziksel rahatsızlık hissine sebep olmadan ve evre doku hasarlarını en minimalde tutarak en hızlı diş hareketini sağlamaktadır. Histolojik açıdan bakıldığında optimal kuvvetlerle diş hareketi sağlandığında kök boyunca yer alan periodontal hücrelerin vitalitesi korunmuş olup maksimum hücresel yanıt elde edilmiştir (32,33). En uygun kuvveti belirlemek için Nikolai (34) yaptığı araştırmada; 1) Kök yüzey alanı ve şekli, 2) Elde etmek istediğimiz diş hareketi tipi, 3) Kuvvetin süresi ve 4) Bireysel faktörler gibi farklı faktörlerin etkili olduğu raporlanmıştır.

Ortodontik diş hareketleri elde edebilmek için uygulanan kuvvetler şiddetine göre ağır ve hafif kuvvetler olarak ikiye ayrılır. Hafif kuvvetler; dişlerde hareket gözlenebilmesi için eşik kuvvet değerindeki kuvvetlerdir. Hafif kuvvetler ankraj açısından ve diş hareketinin kolay olmasını sağlamak açısından tercih edilmektedir (26). Ağır kuvvetler ise hiyalinize alan yaratarak ve indirek kemik rezorpsiyonuna sebep olabilecek kuvvetlerdir (29,35-37). Bu iki kuvvet karşılaştırıldığında ankraj alınan dişlerdeki istenmeyen hareketlerin ağır kuvvetlerde daha fazla gözlendiği rapor edilmiştir (38). Hafif şiddetlerdeki kuvvetlerle gerçekleştirilen diş hareketlerinde gecikme fazı oluşmaksızın hareket meydana gelmektedir (39).

Literatüre bakıldığında ağır kuvvetlerin hafif kuvvetlerden daha fazla ve hızlı diş hareketine sebep olduğunu gösteren çalışmalar da vardır (38,40,41).

4.1.1. Braketler ve ark telleri

Braketler, sabit ortodontik tedavide verilen ortodontik kuvveti dişlere ileten en önemli unsurlardır. Ortodonti tarihçesine bakıldığında ilk braketlerle tedavi yaklaşımları dişlere yapıştırılan paslanmaz elik bantlar üzerine tutturulmuş oluklarla

gerçekleştirilmiştir. İlerleyen yıllarda gittikçe geliştirilmiştir ve çeşitli varyasyonları üretilmiştir (42).

Braketler yapımda kullanılan materyal özelliklerine, bağlanma kuvvetlerine ve anatomik yapılarına göre alt gruplara ayrılmaktadırlar. Metal, seramik ve plastik braketler olarak sınıflandırılabilir. Bu materyal tek kullanılabilceği gibi kombine olarak da kullanılarak braket üretimi yapılabilmektedir. Materyal özelliklerine bağlı her birine ait avantaj ve dezavantajdan söz etmek mümkündür. Paslanmaz çelik materyaller 1930lu yıllardan beri braket üretiminde kullanılmaktadır. Plastik ve seramik malzemelerin kullanımı çok daha sonraki yıllar estetik ihtiyaçları karşılayabilmek için doğmuştur (43)

Slot boyutu ortodontik biyomekanikte temel öneme sahiptir. 1925'te Angle tarafından tasarlanan en eski edgewise sistem (44), 0,022 inç yüksekliğinde slotlara sahip braketlere sahipti. Sert çelik alaşımlarının 1930'larda kullanılmaya başlanmasıyla birlikte ark teli çapları küçülmeye başladı. Bu, Steiner'in 1952'de, 0,018 x 0,025 inç kesitli çalışma ark telleri ve 0,018x 0,025 inç tam kalınlıkta ark telleri ile 0,018 inç slotlu bir braket tasarlamasına yol açtı. Andrews 1970'lerden itibaren, daha sonra Roth, 0,022 × 0,025 inç boyutlarında çalışma telleri ve 0,022 slot boyutunda 0,021 × 0,025 daha kalın telleri kullanarak düz tel tekniğini tanıttı ve mükemmelleştirdi (45). Bu, en yaygın iki ortodontik sistem arasındaki bir ayrışmanın başlangıcına işaret ediyordu: 0,022 inçlik slotlar içerenler ve 0,018 inç slotlar içeren braketler olarak. Gerçek hayatta, ark teli ile braket slotu arasındaki boşluk daha fazladır. İdealde beklenenden daha fazladır ve hem 0,018 hem de 0,022 braketler ile ifade edilen gerçek tork bu nedenle her zaman beklenenden daha az olacaktır. Ayrıca, nominal olarak aynı boyutlarda braketler ve ark telleri kullanıldığında bile, bu tür ürünlerin boyutsal belirsizliği nedeniyle boşluk ve tork açıları büyük farklılıklar olabilir (46).

Detterline ve ark. (47) çalışmalarında bir üniversitenin Ortodonti Bölümü uzman kliniğinde 0,022 inç braketlerle 0,018 inç braketlerle tedavileri, tedavi toplam süreleri ve toplam ABO-OGS skorları açısından karşılaştırdıklarında 0,018 inç braketler lehine istatistiksel olarak anlamlı ancak klinik olarak anlamlı olmayan farklılıklar bulmuşlardır (47).

Tedavi amaçlı ağız içinde kullanılan tüm materyaller gibi braketlerin de belli başlı özelliklere sahip olması beklenmektedir (48-50).

Braketlerin sahip olması beklenen bazı özellikler şunlardır: Dişe iletmek istenen ortodontik kuvvetin doğru şekilde iletilebilmesini sağlamak, braketin diş ile bağlanma kapasitesinin iyi olması, ağız içi sıvılarla ve ortamla renk değiştirmeyen bir yapısal özellikte olması, pahalı olmaması, hijyenik olması, korozyon ihtimaline karşı direnç göstermesi, toksik özellik göstermemesi, özellikle kaydırma mekanikleri uygulandığında sürtünme değerlerinin düşük olması, tedavi bitiminde dişten ayırma esnasında diş zarar vermeyecek şekilde kolay çıkarılabilir olması, diş üzerinde de çığneme kuvvetlerine dayanıklı olması, iletmek istenen ortodontik kuvvetleri diş doğru bir şekilde iletilebilecek kadar dayanıklı olması.

Ortodontide kullanılan teller çok çeşitlidir. Paslanmaz çelik teller; yüksek dayanıklılık, yüksek sertlik, düşük çalışma aralığı ve düşük yaylanma özelliklerine sahip malzemelerdir (51,52).

Elgiloy teli genellikle Ricketts Bioprogresif tekniğinde kullanılır (53). Titanyum alaşımı içeren NiTi teller, akıllı teller, şekil hafızalı teller, süper elastik teller adı altında pazarlanmaktadır. Ancak bazıları bu özelliklere sahipken, bu özelliklerin olmadığı telleri de iyi ayırt etmek gereklidir. Bu sebeple doğru seçebilmek ve doğru yerde kullanabilmek için bu tellerin özelliklerini iyi anlamak gereklidir (54). NiTi tellerin SS ve krom-kobalttan farklı olan 3 ana özelliği vardır. Yüksek elastikiyeti olması, şekil hafızası, plastik deformasyona karşı dirençli olmasıdır (55).

TMA tellerinin elastikiyeti Ni-Ti tellere yakın olmasına rağmen şekil verilebilen tellerdir. İlk olarak 1979 yılında Burstone ve Goldberg (56) tarafından tanıtılmıştır. Üzerine lehim ve puntolama yapılmasına izin verir. Elastikiyet modülü Ni-Ti nin yaklaşık 2 katı, paslanmaz çeliğin ise 1/3 ü kadardır (52).

Fiber Optik teller katılık yönünden ve sürtünme değerleri açısından diğer tellerle karşılaştırıldığında daha düşük değerler göstermektedirler (57). Dayanıklılığı düşük olduğundan dolayı pek tercih edilmezler (50).

Kilroy ve Ballista Springler de 0,014, 0,016 veya 0,018 inç yuvarlak paslanmaz çelik teller ile bükülebilir (15).

4.1.2. Kanin dişler

Sürme yaşı genetik, cinsiyete bağlı veya çoklu kişisel faktörler tarafından belirlenir (58). Normal sürme paternine bakılacak olursa kökün 3/4'ü oluştuğunda sürmenin başlayacağı gösterilmiştir (59). Okluzyon açısından ister kanin koruyuculu ister grup fonksiyon olsun maksiller kaninler okluzyonda etkin rol oynar. Maksiller kanin dişlerin kök yüzey alanının fazla olması vertikal ve lateral kuvvetlere gösterebildiği kuvvetli karşılama açısından avantajlıyken, ortodontik tedavide bazı dezavantajlar oluşturabilmektedir. Kanin dişiler gülümsemede önemli unsurlardandır (1,60). Üst daimi kanin dişin uzun bir erüpsiyon yolu ve bu esnada düzelmesi gereken bir mezial açısı bulunmaktadır. Tüm bu aşamalarda oluşabilecek aksilikler üst daimi kaninlerin gömülü kalmasına sebep olabilir (61,62). Sürme zamanı geldiği halde normal okluzyonda yerini alamamış ve alveol içinde kalan dişlere gömülü diş denmektedir (63).

1- Bukkalde Gömülü Kalan Maksiller Kanin Dişler

Maksiller kanin dişlerin palatinalde gömülü kalmaları bukkalde gömülü kalmalarına oranla daha fazla görülmektedir. Bukkalde gömülü kalan dişlerin gömülü kalma sebepleri genellikle yer darlığıdır. Yer darlığı genellikle dişlerin olması gerekenden farklı yerde sürmesine ya da sürememesine sebep olmaktadır. Maksiller lateral dişler de gelişimsel sebeplerle ark hattının daha palatinalinde konumlandırılır. Erken karışık dişlenme zamanında maksillada yeterli yer yoksa, alveolde yeterli ark boyutu mevcut olmadığından lateral diş, santral dişin kökü ile süt kanin diş kökü arasından labiale hareket edemez. Bu durum lateral dişin sürmesi esnasında palatinalde doğru yönelmesine sebep olur ve böylece lateral diş daha palatinalde kalır (64). Maksiller kaninler ise gelişimsel olarak ark hattının daha bukkalinde konumlanır. Kanin dişlerin komşuluğundaki lateral ve premolar dişler kaninlerden önce sürmektedir. Yer darlığı mevcutsa kanin dişin arkta gelmesi gereken yerinde ark boyu azalmış ve komşu dişler birbirine yaklaşmış olduğundan kaninler sürme sırasında bukkalden palatinalde doğru hareket edemez olur. Bu nedenle, kanin dişin vertikal sürme hareketine bukkale doğru da yönelmesi eşlik eder ve bu sebepten maksilladaki kanin dişler, yer darlığı nedeniyle bukkalde gömülü olarak konumlanır (64).

Jacoby (15) 1983 yılında yaptığı çalışmada, arkta yer darlığı ve değişik konumlardaki kaninler ve gömülü kalma arasındaki ilişkiyi incelemiş ve bu sonuçlar ışığında ark boyut yetersizliği bukkalde konumlanmış kanin dişler için temel etiyolojik faktör olarak düşünülmüştür.

2-Palatinalde Gömülü Kalan Maksiller Kanin Dişler

Maksiller kanin dişler çeşitli sebeplerle palatinalde yönelebilirler. Palatinalde konumlu kaninler ile ilgili teoriler şunlardır (7,8).

A.Erüpsiyon Yolunun Uzun Olması

Maksiller kaninler ağızdaki en uzun erüpsiyon yoluna sahip dişlerdir. Erüpsiyon orbita tabanından başlamaktadır. Broadbent (8), 1941' de yayınladığı araştırmasında daimi maksiller kanin dişlerin palatinalde konumlanmasının en yaygın sebebinin, bu dişlerin sahip olduğu uzun ve karmaşık erüpsiyon yolu olduğunu belirtmiştir. Bu çalışmada dişin sürmeden önce alması gereken uzun yolun, dişin “yönünü kaybetme” ihtimalini desteklediği düşünülmektedir. Yapılan diğer bir çalışmada kanin dişin ilk ve son pozisyonu arasında her üç düzlemde yaklaşık 22 mm yol aldığı tespit edilmiştir (65). Bu çalışmalar da göstermiş ki erüpsiyon sırasında daimi kaninin yolunu kaybedebileceği teorisi uzun yıllardır kaninlerde gömülü kalma sebebi olarak en çok kabul edilenlerden biri olmuştur.

B. Arkta Yer Darlığı Varlığı

Ark üzerinde yer darlığı varsa, arka en son süren maksiller kanin diş ya gömülü kalır ya da erüpsiyon yolundan sapar (9). McBride'a (9) göre anormal konumlu sürme sebebi, diş boyutu ile ark boyutu arasındaki uyumsuzluktur. Buna bağlı olarak yer darlığı olması erüpsiyon yolunu engelleyen bir faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. Gömülü dişin bukkalde ya da palatinalde olması konuma göre değişkenlik gösterir. Literatürde Jacoby (15), Becker (66), Brin ve ark. (16), Stellzig ve ark. (67) yaptıkları çalışmalarda yer darlığı mevcut olan vakalarda palatinalde gömülü kanin ihtimalinin çok daha düşük olduğunu belirtmişlerdir.

C.Süt Kanin Dişin Kök Rezorpsiyonunun Olmaması

Lappin (11), süt kanin dişleri köklerinin rezorpsiyona uğramaması durumunda daimi kaninin sürmesinin engelleneceğini ve daimi kaninin palatinalde gömülü kalacağını çalışmasında belirtmiştir. Bu durumu destekleyecek şekilde Ericson ve Kurol (10) yaptıkları çalışmada, süt kanin çekimi yapılan gömülü kanine sahip vakaların %78 inde gömülü dişlerin kendiliğinden sürdüğünü izlemişlerdir.

D. Travma

Lateral dişlerin kök gelişimini etkileyebilecek travmalar, kanin dişlerin palatinalde gömülü kalmasıyla ilişkilendirilebilir. Travmanın iki farklı sebeple kaninlerin gömülü kalmasına sebep olduğunu düşünülebilir. Birincisi lateral dişin veya kaninin hareket etmesi, ikincisi travma sebebiyle lateral kökünün kısa kalması ve lateral kökü kısa olduğundan kanin diş sürme sırasında rehberlik sağlayamaması ile açıklanmaktadır (12).

Brin, Solomon ve Zilberman (12) 2 vaka raporu sunmuşlardır. İlk vakada travma sebebiyle lateral diş kökü kısalmış ve yazarlara göre komşu kanin dişin erüpsiyonu etkilenmiştir. Diğer vakada ise travma sebebiyle ön bölgedeki dişlerin seviyeleri bozulmuş ve bu durum "lateral diş ile kanin diş germinin beklenen ilişkisini kaybetmesine" neden olmuştur. Bu raporlar neticesinde sadece travmadan direkt etkilenen ve/veya yaralanan dişlerin gelişimine değil, herhangi bir zarar görmeyen komşu dişlerin gelişimine de dikkat edilmesinin gerekmektedir. Süt kanin dişlerinin kök ucunda görülen kronik irritasyonun veya kronik enfeksiyonun da erüpsiyon sırasında sürme yönünün sapmasına yol açabileceği belirtilmektedir (13).

E. Rehberlik Teorisi

Rehberlik teorisinde kanin dişin ark üzerinde istenen konumuna yerleşebilmesi için komşusu olan lateral diş büyük rol oynar. Bu teori lateral diş kökünün belli bir uzunlukta olması ve kök tamamlanmasının da zamanında olması gerekmektedir. Lateral diş kökü ortalama değerlerden daha kısaysa veya kök formasyonu gecikmişse, kanin dişin palatinalde konumlanma olasılığı artmaktadır.

Literatürde birçok araştırma lateral dişlerin doğuştan eksik veya kama şekilli olması ile maksiller kaninin palatinalde gömülü olması arasında belirgin bir ilişki olduğunu ispatlar niteliktedir (7,14-16). Normal sürme paterninde lateral dişin distal

kök yüzeyi kanin diş rehberlik ederken, lateral olmayışı ya da kama lateral varlığı kaninin yolunu kaybetmesine ve palatinalde yönelmesine sebep olmaktadır. Bunun sonucunda sürme tamamlanamadan palatinalde gömülü kalabilmektedir.

Becker (13) çalışmasında doğuştan laterali olmayan vakada kanin dişin gömülü kalmasını şöyle açıklamıştır. Daimi kanin diş, süt lateral dişin köküne temas edemeden orta hatta doğru yönelmekte ve palatinalde doğru giderek, gömülü kalmaktadır.

Kama şekilli lateraller ve mezio-distal genişliği az olan lateraller de kanin diş sürmesi esnasında istenen sürme rehberliğini yapamamaktadır. Bu lateral dişler kök gelişimlerini normal lateral dişlerden daha uzun sürede tamamlarlar. Kanin dişler de sürme yolu tayini yaparken daimi lateral dişlerin kök uzunluğu ve kök formasyonunun tamamlanma zamanı etkilediğinden kanin dişin sürme yönü palatinalde doğru olmaktadır (14).

F.Genetik Teori

Kanin dişlerin gömülü kalmasının kalıtsal olarak belirlendiği çok kez ortaya atılmıştır. Literatürde erüpsiyonun genetik teorisi olarak bilinmektedir (14,15).

Peck ve ark. (7) genetik teoriyi destekler nitelikte veriler elde ettikleri araştırmalarında, palatinalde yönelmiş kanin dişlerin varlığının poligenik (birkaç gen etkisiyle oluşmuş), multifaktöriyel, kalıtsal bir durum olduğu sonucuna varmışlardır. Peck' e göre kalıtsal geçiş faktörleri: Palatinalde gömülü kanin dişlerin sıklıkla malformasyon gösteren ve doğuştan eksik diş gibi diğer diş anomalileri ile birlikte görülmesi, yapılan çalışmalarda gömülü kanin dişlerin %17-45 arasında değişen oranlarla çift taraflı olarak görülmesi ve bu oranın kalıtsal bir mekanizma gibi intrinsik bir etiyolojiye işaret etmesi, çalışmalarda cinsiyet farkına işaret eden göstergeler olması. Palatinalde gömülü dişlerin kadınlarla erkekler karşılaştırıldığında kadınlarda daha yüksek oranda görülmesi, ailesel geçişe ait bulgular olması, populasyon farklılıklarının olması. Bununla beraber palatinalde gömülü maksiller kanine sahip vakaların çoğunda form olarak küçük, kama şekilli ve doğuştan olmayan lateral dişlerin bulunması, dişlenmenin gecikmesi ve çapraşıklığın bulunmayışı gibi kalıtsal faktörlerin olasılık olarak yüksek olması genetik teoriyi destekleyenlerin fikirlerini güçlendirmektedir (16,68-70).

Literatürde palatinalde gömülü kanin dişler ve bazı dişsel anomalilerin ilişkisi tartışılmıştır. Mine hipoplazisi, süt molarların retansiyonu, ikinci premolar ve üçüncü molarların germlerinin olmayışı, transpozisyon, kama şekilli lateral dişler vb. gibi dişsel anomalilerinin genetik olarak birbirleri ile ilişkili olduğu rapor edilmiştir (71).

Güncel literatürler incelendiğinde genetik çalışmalar karşımıza çıkmaktadır. Palatinalde gömülü kanin diş sahipleri popülasyonda aşağıda bildirilen genlerde polimorfizm tespit edilmiştir. MSX1 rs12532 polimorfizminin AG genotipi, palatinalde gömülü kaninleri olan bireylerde önemli ölçüde daha yüksek bir frekansta bulunmuştur ve PAX9 rs2073247 polimorfizminin CT genotipi, palatinalde gömülü kaninleri olan bireylerde anlamlı olarak daha yüksek bir frekansta bulunmuştur (72).

4.1.3. Palatinalde gömülü kanin dişlerin insidansı

Maksiller gömülü diş sahipleri hastaların %8 i bilateral gömülü vakalarıdır. Maksiller kaninler, gömülü dişler arasında 3.molarlardan sonra en sık gömülü kaldığı tespit edilen dişlerdir (1). Literatürdeki çeşitli araştırmalara bakıldığında gömülü maksiller kanin diş görülme sıklığının %0,92 ile %2,2 arasında değiştiği görülmektedir (2-4). Türk toplumunda yapılmış çalışmalarda ise %5-6 arasında olduğu gösterilmiştir (5,6). Literatür gösterir ki kızlarda erkeklerden 2-3 kat daha fazla gömülü köpek dişi gözlenmektedir (3,7,14,74). Özellikle de maksillada mandibuladan iki kat fazla tespit edilmiştir (73). Gömülü dişlerin yaklaşık üçte ikisi palatinal konumlu iken üçte biri labial ve alveolar bölgede konumludur (10,75). Zhong ve arkadaşları (76) ile Kim ve arkadaşları (77) yaptıkları araştırmalarda Doğu Asyalılarda maksiller gömülü kaninlerin bukkalde gömülü kalmasının palatinalle kıyasla 2-3 kat daha fazla olduğunu göstermişlerdir. Türk popülasyonunda ise gömülü maksiller kaninler ile ilgili yapılan araştırmada %64 bukkal , %19 ise palatinal konumda olduğu bulunmuştur (5).

4.1.4. Palatinalde gömülü kanin dişlerin etiyolojisi ve teşhis yöntemleri

Maksillada gömülü kalan kanin dişler bukkal ya da palatinalde konumlu olabilirler. Bu dişlerin gömülü kalmasının sebepleri lokalize nedenler, sistemik nedenler veya genetik olarak değerlendirilebilir. Lokalize nedenler, diş boyutu-ark boyut uyumsuzlukları, süt kanin dişlerinin kök rezorpsiyonlarının olmaması, süt kanin

dişlerin uzun süreli ağızda kalması veya erken kaybedilmesi, daimi kanin dişlerin ankiloze olması, kist veya bazı neoplazmalar, diş köklerindeki dilasasyonlar, lateral kesici diş eksikliği ya da lateral dişlerdeki bazı varyasyonlar (kama şekilli lateral olması gibi), lateral kesici dişlerin kök oluşum zamanlamalarındaki değişiklikler ya da idiopatik faktörler olarak sayılabilir. Sistemik nedenler radyasyon, bazı ateşli hastalıkların geçirilmiş olması ya da endokrin sebeplerle olabilir. Genetik nedenler ise tamamen kalıtsal, malpoze diş varlığı ya da alveolar yarık varlığıdır (1,7,10,15,73,78,79).

Gömülü kaninlerin teşhisi iyi bir klinik muayene ile başlar. Hastanın kronolojik yaşına ve gelişimsel zamana göre sürmüş olması gerektiği halde ya da simetriği sürdürdüğü halde arka yerini almamış kanin dişlerin ağızda olmaması ilk işarettir. Klinik muayenede kanin için yeterli yer olup olmadığı, komşu dişlerin anormal konum ve morfolojisi gözlenip gözlenmediği, ağızdaki süt kaninlerin mobil olup olmadığı, kanin dişin kron ve apeks konumu ve kemik içindeki lokasyon durumu detaylıca incelenir (80). Bishara (1) yayınladığı çalışmasında bazı klinik ve radyografik bulguların, kanin dişlerin gömülü kalıp kalmayacağını belirlemede ayırıcı belirteçler olduğunu raporlamaktadır. Daimi kanin dişin sürme zamanının gecikmiş olması veya 14-15 yaşlarından fazla bireylerde süt kanin dişlerin arktaki varlığı, labialde palpasyon yapıldığında kanin kabartısının hissedilmemesi ya da alveoler palpasyon sırasında kanin çıkıntısında asimetri mevcudiyeti, palatinalde yapılan palpasyonda kanin kabartısının hissedilmesi, lateral dişlerin sürme zamanının gecikmiş olması.

4.1.4.1. Göz ile muayene yöntemi (İnspeksiyon)

Dişlerin sürme zamanları incelendiğinde maksiller kanin dişlerin 12 yaş civarında sürmesi beklenir. Literatürde “çirkin ördek (ugly duckling)” olarak bilinen kaninler sürmeden önce kesici kronlarının distale eğimli olduğu ve kesici dişlerin aralarında diastema bulunduğu klinik durum izlenmektedir. Eğer 12 yaşından sonra bu görüntü devam etmekteyse radyografik muayene kesinlikle yapılmalıdır (13). Ayrıca yapılan çalışmalar gösterir ki gömülü maksiller kaninler lateral kesici dişlerin arktaki konumunu ciddi şekilde etkilemektedir. Eğer kanin dişler lateral kesicinin palatinalinde konumlanmışsa lateral kökünü labiale doğru iterek kronunun palatinaline yer değiştirmesini hatta çapraz kapanışta kalmasına sebep olabilmektedir (81).

4.1.4.2. El ile muayane yöntemi (Palpasyon)

Palpasyon, elle muayane yöntemidir. Diş hekimliğinde klinisyenin diş köklerini alveol mukoza üzerinden dokunarak muayene etmesidir. Maksiller kanin dişler ark içinde yerini almadan 2-3 yıl önce bukkalden palpe edilebilirler. Kanin dişler normal sürme yolundan sapmışsa labialdeki alveoler kemiğin konkavlaştığı gözlenir. Bu durumlarda gömülü kanin palatinal mukozada palpasyonda hissedilir. Bu sırada komşu dişlerin mobilitesi de değerlendirilmelidir. Süt kanin dişlerde mobilite varsa daimi kanin dişin normal şekilde sürmesi beklenir, süt kanin dişin kök rezorpsiyonu olması normal erüpsiyonu işaret etmektedir. Ancak daimi lateral dişlerde mobilite varsa gömülü kaninin lateral kesicinin kökünü rezorbe ettiği düşünülmelidir (79). Bukkalde gömülü maksiller kanin diş vakalarında çoğunlukla normal dental gelişim ancak arkta yer darlığı gözlenmektedir (15).

4.1.4.3. Radyografik yöntemler

Gömülü maksiller kaninlerin tedavilerinin yapılabilmesi için öncesinde mutlaka dişin yeri, şekli, yönü ve morfolojik yapısı hakkında hekim fikir sahibi olmalıdır. Klinik muayene ile birlikte radyografik muayene yöntemleri hekimin endikasyonuna yön verecektir. Yapılan araştırmalar gösterir ki radyografik muayenenin 10 yaşından sonra yapılması uygundur. Bu yaşlardan önce yapılan muayene, maksiller kaninin sürme yolu hakkında detaylı ve güvenilir bir bilgi vermemektedir (2). Ancak Williams(82), radyografik muayenenin 8-10 yaş arasında başlaması gerektiğini bildirmiştir. Gömülü maksiller kaninlerin teşhisinde ekstraoral ve intraoral teknikler kullanılmaktadır.

A) İnteraoral Teknikler

-Okluzal Radyografi: Okluzal radyografi ile görülmesi hedeflenen gömülü dişin bukko-lingual pozisyonudur. Bu radyograf iki farklı şekilde alınabilir. Bunlardan biri anterior okluzal radyografidir. Tüp nazal kemik hizasında dik şekilde konumlandırılır çünkü aksi halde burun ve baş, tüpün konumlandırılmasına engel olabilmektedir. Bu radyografda kökler biraz kısalmaktadır. Fakat süperpozisyon azaltıldığından daha net bir görüntü elde edilmektedir. Eğer kanin palatinalde ve uzun aksı keserlere paralel ise arkın dışında daire şeklinde izlenmektedir. Eğer kaninin uzun

aksı orta hatta göre eğimli ise eliptik bir şekilde görülürken, horizontal ise diş tamamen gözlenebilmektedir (13,83).

-Periapikal Radyografi: Periapikal radyografiler sadece iki boyutlu, mezo-distal ve süpero-inferior görüntü sağlar ve hekime dişin konumu hakkında fikir verir. Bukko-lingual pozisyonu değerlendirebilmek amacıyla yine ikinci bir periapikal radyografa ihtiyaç vardır (1). Clark tüp kaydırma tekniği veya paralaks metodu dediği yöntemle ikinci radyografi çekerken tüpün horizontal açısı değiştirilir (84). SLOB (Same Lingual Opposite Buccal) olarak bilinen bu yöntem, obje tüp ile aynı yönde hareket ederse lingual; zıt yönde hareket ederse bukkal pozisyonudur.

B) Ekstraoral Teknikler

-Panoramik Radyografi: Ortopantomografi olarak da bilinir ve tüm diş kökleri ve kemik yapısının da görüntülenmesini sağlayan, kolay elde edildiği için de sıklıkla tercih edilen görüntüleme yöntemidir. Bu yöntemde tek bir filmde çene kemikleri, diş ve ilgili yapılar görüntülenebildiğinden sıklıkla tercih edilir. Genellikle gömülü dişin vertikal pozisyonu ve horizontal angulasyonu hakkında bilgi verir. Panoramik radyografilerde de amaç gömülü kanin dişinin bukkal veya palatinal konumunu belirleyebilmektir. Gömülü kanin kronunun santral kesici dişin köküne veya kole bölgesinde çakışma izlenirse bu dişin palatinalde konumlu olduğu kabul edilmiştir. Bu santral diş kökü ile kanin kronu çakışma yöntemine göre belirlenmiştir (85).

Sektör belirleme (86) yöntemine göre gömülü kanin dişin tüberkül tepesinin meziodistal pozisyonu, beş farklı sektöre göre değerlendirilip dişin lokalizasyonu tahmin edilmiştir.

Magnifikasyon yönteminde film kasetine yakın fakat ışın kaynağına uzak olan objenin daha küçük, film kasetine uzak ancak ışın kaynağına yakın objenin ise daha büyük görüntü vereceği belirtilmiştir ve çok tercih edilen yöntem olmuştur (87,88). Panoramik radyografide ışın kaynağı başın arkasında olduğundan palatinalde gömülü kaninlerin bukkaldekilere göre daha büyük görünecektir (89). Okluzyon düzlemi ve kanin arası angulasyon yönteminde gömülü kanin dişin uzun aksının okluzyon düzlemi ile yaptığı açı (α) ölçülmüş, açı 65° den büyük ise gömülü kanin dişin bukkal konumlu, 65° den küçük ise palatinal konumlu olduğu belirtilmiştir (90).

Panoramik radyografi ile gömülü maksiller kaninlerin bukkolingual lokalizasyonunun teşhis edilmesi ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Gömülü kanin dişin konumu vertikal olarak santral kesici dişin apikal bölgesinde ise pozisyonel diagnozu pek mümkün değildir (89,91).

-Sefalometrik Radyografi: Ortodontik tedavi öncesinde sıklıkla alınan bu radyograf, temel olarak sefalometrik analiz amacıyla kullanılmasına rağmen gömülü dişlerin lokalizasyonu hakkında da bilgi sağlamaktadır. Bu radyografide bazı anatomik yapılar süperpoze olsa da özellikle maksillanın ön kısmının lateral görüntüsü net bir şekilde gözlenmektedir. Ayrıca anteroposterior ve vertikal düzlemlerde gömülü kaninin uzun eksenini değerlendirilerek ölçüm yapma imkanı mevcuttur. 8-9 yaşlarında alınan lateral sefalometrik radyografilerde maksiller kanin dişleri kolaylıkla görülmektedir. Bu lateral görüntüde kaninlerin ve kesici dişlerin eğim açısı birbirine paralel olmalıdır (83).

-Posteroanterior Radyografi: Kanin dişlerin kronu 8-9 yaşlarında nazal kavitenin lateraline göre mediale, kökü ise laterale doğru eğimlenmeli ve kronu lateral kök ucu hizasında nazal kavitenin lateral duvarının altında konumlanmalıdır. Eğer bu yaşlarda kaninin mediale açısı artmışsa gömülü kalabileceği düşünülmektedir (83).

-Bilgisayarlı Tomografi (BT): Geleneksel radyografiler çok uzun yıllar gömülü kaninlerin teşhisi ve lokalizasyon tespiti için yaygın kullanılan yöntemler olmuştur (79). Ancak hekim üç boyutlu (3D) bir nesnenin verilerini iki boyutlu (2D) biçimde görüp fikir yürütmeye çalışmaktadır. Günümüzde, iki boyutlu filmlerde distorsiyon, bulanık görüntü ve maksillofasiyal yapıların süperpozisyonu gibi problemler nedeniyle bu filmlerin diagnostik geçerliliği gitgide azalmaktadır (92-95). Bu sebeple 3D görüntüleme yöntemleri daha sık tercih edilmeye başlanmıştır.

3D görüntülerle gömülü dişlerin konumu, gömülü diş ve komşu dişlerin kökleri ve birbirleri ile olan ilişkisi, komşu dişlerdeki rezorpsiyonun derecesi, gömülü diş ve komşu bölgelerdeki patolojilerin ilişkisi, gömülü dişin kron ve kök formu gibi önemli veriler elde edilir.

Bilgisayarlı tomografiler (BT), X ışını hüzmesinin geometrisine bağlı olarak fan beam (yelpaze şeklinde) ve cone beam (konik şekilli) BT olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Ancak dental kullanım için daha çok konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) tercih edilmektedir (96).

Fan Beam BT: 1973 yılında Godfrey Hounsfield tarafından geliştirilmiştir (97). Formu basit olan bir BT tarayıcısı iyi kolimasyonu olan, yelpaze şeklinde X ışını üreten X-ray tüpü ve hastaya geçen fotonların sayısını ölçen sintilasyon dedektörleri ve iyonizasyon bölmelerinden oluşur. Birincil formundan sonra beş jenerasyon olarak değişikliğe uğramıştır (98). Sınıflandırmalar cihazların parçalarına ve konun fiziksel hareketine göre yapılmıştır. Beşinci nesil (bazen altıncı nesil olarak da bilinir) cihazlar ise hareket ve saçılım artefaktını azaltmak için üretilmiştir. Son iki nesilde dedektörler sabittir.

Konik Işınlı BT: 1998 yılında Mozzo ve ark. (99) KIBT cihazını üretmişlerdir. KIBT ilk anjiyografi çekilmesi amacıyla geliştirilmiş (100). Fakat sonraki dönemlerde radyoterapi rehberliği (101) ve mamografi (102) için de kullanılmıştır.

KIBT (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi) de konvansiyonel BT de kullanılan yelpaze şeklindeki X ışını yerine konik şekilli X ışını fotonları kullanılır.

Konvansiyonel BT’de imaj eldesinde kullanılan çoklu rotasyonun aksine KIBT’de ilgili alanın görüntülenmesi için 360 derecelik tek rotasyon yeterli olmaktadır. Dental alanda, implantların cerrahi öncesi değerlendirilmesi, kök ucu lezyonların teşhisi, kök fraktürlerinin, kök kanallarının, iç ve dış kök rezorpsiyonlarının teşhisi, periodontal defektlerin tanısı, maksillofasiyal kırıkların değerlendirilmesi, paranazal bölgelerdeki enflamatuvarların, fungal sinüzitlerin değerlendirilmesi ve maksiller sinüslerle diş ilişkilerinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (103,104).

Ortodontide ise kök şekilleri ve rezorpsiyon dereceleri, gömülü dişlerin ve dental anomalilerin belirlenmesi, kafatası morfoloji ve temporomandibuler eklem morfolojisinin izlenmesi, havayolunun değerlendirilmesi, büyüme ve gelişimin değerlendirilmesi, ortognatik ameliyatlarının planı, asimetrinin ve yumuşak doku profilinin değerlendirilmesi, alveoler kemik yüksekliğinin hesaplanması, dudak-

damak yarığı gibi kraniyofasiyal anomalilerin değerlendirilmesi gibi durumlarda kullanılmaktadır (98,105,106). Özellikle gömülü kaninlerin pozisyonları ve kesici dişlerdeki kök rezorpsiyonunun belirlenmesi için BT yöntemlerinin konvansiyonel radyograflardan daha üstün olduğu belirtilmektedir (95,106,107).

Konik ışınli BT'nin konvansiyonel BT'ye göre avantajları şöyle sıralanabilir (96, 108). Görüntü alanının (FOV) ayarlanması, görüntü doğruluğu, hızlı tarama zamanı, azalmış radyasyon dozu, maksillofasiyal görüntü elde etmek amaçlı interaktif görüntü modları, metale bağlı artefaktların azalması, üç boyutlu hacim oluşturma. Ortodontide gömülü diş varlığında lokalizasyon tespiti, dişsel erüpsiyon, ankiloz, temporomandibuler eklem incelemesi veya cerrahi planlama gibi daha çok bilginin elde edilmesi amaçlı konik ışınli BT nin kullanımı gerekmektedir (109). Özellikle gömülü maksiller kanin ile ilgili çalışmalarda konik ışınli BTlerin kullanımı artmaktadır.

4.1.5. Palatinalde gömülü kanin dişlerin tedavi yöntemleri

Gömülü kanin dişleri çoğunlukla asemptomatiktir ve radyolojik bulgu sırasında ya da klinisyenin muayenesi esnasında ortaya çıkmaktadır. Gömülü kaninlerin radyograflarında folikül çaplarının 2-3mm den geniş olduğu gözleniyorsa bazı kistik değişikliklerden söz edilebilir (110). Ya da uzun zaman gömülü kalmış dişlerde yer değiştirme rezorpsiyonları gözlenebilir, gömülü dişin kron minesini bazı şekil bozukluklarına uğrayabilir (111).

Daimi kanin dişlerin gömülü olduğu durumlarda süt kaninler de kaybedilmişse kanin için gereken boşluk diğer dişler tarafından kullanıldığından ark boyu da genellikle azalmış olur. Gömülü konumdaki kanin dişler oluşturduğu basınç ve lokalizasyonları sebebiyle komşu premolar ve kesici dişlerin köklerinde rezorpsiyonlar da gözlenebilmektedir (112,113). Hasta 8-9'lu yaşlarda ise ve klinisyen maksiller kanin dişin gömülü kalacağına dair şüphe duymuşsa uygulanması gereken birkaç prosedür vardır. Süt kanin çekimi, servikal headgear kullanımı, üst çene genişletilmesi gibi seçenekler düşünülebilir (114). Erken dönemde süt kanin çekimi takiben servikal headgear kullanılmak gömülü kanin dişin sürme ihtimalini %80-87,5

lara yükseltmektedir (115,116). Hızlı üst çene genişletmesi uygulanırsa da sürme oranları %67,5 a çıkmaktadır (117).

Ericson ve Kurol (10) yaptıkları araştırmada 11 yaşından önce süt kanin çekimi yapıldıysa ve daimi kanin diş lateral kökünün distalinde yer alıyorsa dişin sürme şansının %91 olduğunu, lateral kökünün mezialindeyse bu oranın %64 olduğunu raporlamışlardır. Gömülü kanin dişlerin tedavileri için alternatifler: (1) Gömülü dişin çekilmesi kararı verilmişse oluşacak boşluğun protetik olarak ya da implant yapılarak restore edilmesi, gömülü dişin ototransplantasyonu: Gömülü diş çekildikten sonra, aynı bireyin kanin bölgesine cerrahi yaklaşımla soket hazırlanarak gömülü dişin bu sokete nakledilmesi işlemidir. Dişin ankiloz olmadığı vakalarda endikedir (118), okluzyon uygun ise diş çekimi kararı verildikten sonra sabit ortodontik tedaviyle çekim boşluğunun kapatılması, gömülü kanin dişin ortodontik kuvvetler yardımıyla traksiyonu ve erüpsiyonunun sağlanması, hiçbir tedavi seçeneğini kabul etmeyen hastalarda ise patolojik değişiklik olmaması açısından rutin radyografik kontroller yapılması (60).

Gömülü kanin diş aksının orta hat ile yaptığı açı α 10-15° civarındaysa sürdürülme ihtimali oldukça yüksektir. Bu açı değeri 30° yi geçtikçe sürdürmek zorlaşmaktadır. Literatüre göre paralellik arttıkça traksiyon zorlaşmaktadır (58).

Hasta henüz köpek dişinin sürme yaşının altındaysa (süt dişlenme evresi) tedavi seçenekleri genelde fiziksel engelin ortadan kaldırılması şeklindedir, sonraki yaşlarda ortodontik traksiyon veya gömülü dişin çekim kararı şeklinde olmaktadır (119,120). Hasta erişkinse öncelikle sürme yolunda herhangi bir engel olup olmadığı değerlendirilir. Engel varsa engelin kaldırılması önceliklidir. Bazen fiziksel engel dediğimiz erişkinde görülen persiste süt kaninlerdir (121,122). Vakaların çoğunda süt dişlerinin çekimiyle gömülü dişlerin kendiliğinden sürdüğü görülmüştür.

Gömülü kalma sebebi neoplazmik bir oluşumsa cerrahi yaklaşım şekli de tümörün biyolojik davranışına bağlıdır. Etkilenmiş diş kemiğin derinlerinde ise etrafındaki folikül sağlam bırakılmalıdır. Ancak diş daha yüzeydeyse müdahale esnasında diş minesini açığa çıkabilir veya dişin çekilmesi söz konusu olabilir (121,123,124). Cerrahi yaklaşımlar esnasında farklı varyasyonlar mevcuttur. McDonald ve Avery (125) cerrahi olarak saha açıkken ve diş görülebilir durumdayken

diş üzerine ataçman uygulanmasını önermişlerdir. Houston ve Tulley (126) ise engel kaldırıldıktan sonra dişin kendiliğinden sürmesi için yer açılması ve bir süre beklenmesini önermişlerdir. Bu durumda %54-75 oranında dişlerin sürdüğü gözlenmiş ancak tedavi süresi oldukça uzun olmuştur. Bu konuda yapılan araştırmalardan Di Biase'e (127) göre ise cerrahi esnasında dişe zarar verilmemiş ve folikül yırtılmamışsa, arka da yer varsa diş ortalama 18 ayda sürmektedir. Eğer diş cerrahi olarak açılmışsa, okluzyona gelmesi için ortodontik kuvvetle traksiyon uygulanması da düşünülebilir (121,128). Gömülü dişin çekilmesi kararı son seçenektir. Ancak endike olduğu durumlarda bu karar verilmelidir. Bu durumlar; gömülü diş ankilozise ise ve ototransplante edilemiyorsa, kökü dilasere bir dişe, internal veya eksternal rezorpsiyon mevcutsa, kabul edilebilir bir okluzyon varsa, gömülü kaldığı lokalizasyon kritikse, (santral ve lateral kökleri arasındaysa ve ortodontik harekete engel teşkil edecekse), hasta ortodontik tedavi istemiyorsa ve patolojik durum da mevcutsa (kist, enfeksiyon) (60).

4.1.5.1. Traksiyonla sürdürme

Klinik gözlem ve radyolojik tetkikler neticesinde karar verilen tedavi yöntemi uygulanır. Tedavi yöntemleri içinde en tercih edileni ortodontik traksiyon ile gömülü kanin dişin dental arktaki yerine getirilmesi yöntemidir (129).

Gömülü maksiller kanin dişlerin de dahil olacağı ortodontik tedaviler, sabit mekaniklerle veya hareketli aygıtlarla olabilmektedir. Sabit mekaniklerle yapılacak tedavilerde arka seviyelenmesi ve kanin diş için yeterli yer açılması, ankrajın artırılması, gömülü dişin üzerinin cerrahi yöntemlerle açılması, ankrajın güçlü tutulması ve kanin üzerine cerrahi esnasında ataçman yerleştirilmesi, traksiyon için kuvvet uygulanması ve final detaylardan oluşmaktadır (129).

4.1.5.2. Cerrahi teknikler ile sürdürme

Gömülü kanin cerrahilerinde iki farklı yaklaşım söz konusudur. Açık Cerrahi Teknik ile Sürdürme ve kapalı Cerrahi Teknik ile Sürdürme. Cerrahi tekniğin belirlenmesinde bazı kriterler vardır. Estetik ve fonksiyonel açıdan değerlendirmeler yapılmalıdır. Dişeti yüksekliği, klinik kron boyu, yapışık dişeti kalınlığı, potansiyel

relaps riski ve ataçman seviyesi gibi faktörler göz önüne alınarak teknik belirlenmelidir (130).

Açık Cerrahi Teknik ile Sürdürme: Gömülü dişin üzerini kaplayan yumuşak dokunun çıkarılması veya pozisyonu değiştirilerek dişin açık bırakıldığı tekniktir (14,89). Açık tekniğin avantajı diş sürerken ortodontistin dişi görebilmesi ve dişin daha hızlı sürmesidir (131). Genellikle vestibülde gömülü dişlerin cerrahisinde en sık apikale kaydırılan flep yöntemi ve gingivektomi yöntemleri kullanılır. Vestibülde bulunan gömülü kanin vakalarında kapalı teknik çok nadir kullanılır (130).

Pencere tekniği: Açık cerrahi tekniğinin bir modifikasyonudur. Bu teknikte gömülü dişin üzerini örten mukoza ve ince kemiğin cerrahi sirküler eksizyonudur. Pencere tekniği yaklaşımının maksiller kaninlerde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde ataçman kaybı, dişeti çekilmesi ve gingival enflamasyona neden olduğu bildirilmiştir (132). Palatinalde gömülü kanin dişlere açık teknik uygulanarak ortodontik traksiyon gerçekleştirildiğinde bazı komplikasyonlarla karşılaşmıştır. Kuvvet uygulanması esnasında marjinal kemik kaybı, dişeti çekilmesi ya da doku katlanmaları, dişlerde devitalizasyon, komşu dokularda travmalar meydana gelmesi gibi komplikasyonlar sayılabilir (79). Yapılan bazı çalışmalarda erişkin hastalarda ve kompleks gömülü kanin vakalarında tedavi süresinin kısaltılması da hedeflendiği için pencere yöntemi önerilmiştir (133). Sonuç olarak cerrahi işlem esnasında ortodontiste ihtiyaç olmayışı, ataçmanın düşmesi durumunda yeni bir cerrahi operasyona ihtiyaç olmaması ve gömülü dişin görece olarak daha hızlı sürmesi bu tekniğin avantajlarından (131).

Açık sürdürme tekniğinin dezavantajları ise, yara açık bırakıldığından epitelizasyon ile iyileşir bu sebeple enfeksiyon riskinin kapalı tekniğe göre daha fazla olması, periodontal iyileşmenin gecikmesi (134), dişeti çekilmesi ihtimalinin daha çok olması (131), kemik kaybı görülme riskinin fazla olması (131), keratinize dişeti kalınlığında azalma olması (135), hasta açısından konforsuz olması, fonksiyon sırasında hastaya rahatsızlık hissi vermesi, ağıza çıkan kemik alanının geniş olması, ağızda kötü tat ve koku oluşturmaları, bonding güvenilirliğinin az olması ve başlangıç kuvvetinin geç uygulanması (134) şeklinde sıralanabilir.

Kapalı Cerrahi Teknik ile Sürdürme: Kapalı teknikte cerrahi alan açıldıktan ve gömülü dişe ataçman yapılandırıldıktan sonra flep orijinal pozisyonuna yeniden

konumlandırılır. Gömülü dişin lokalizasyonuna göre insizyona karar verilir, diş alveolar bölgenin ortasındaysa krestal insizyon yapılır. Bukkal ve palatinal flepler ise dişsiz bölgeden kaldırılır. Ligatür teli (0,010 inç), altın zincirle arka bağlanır. Flep yine eski konumuna getirilip kapatılır. Zincir veya tel ile bağlandıktan sonra flebin altından geçer ve midkrestal insizyondan dışarı çıkarılır. Ortodontistler kapalı teknikte 1 hafta sonra kuvvet uygulamaya başlamaktadır (130).

Gömülü diş mukogingival birleşim hattına yakınsa, nazal spina yakınlarındaysa veya alveolün derinlerindeyse, apikale pozisyone flep tekniği uygulanması zor ya da imkânsızsa kapalı teknik tercih edilir (128). Crescini Tünel Traksiyon Yöntemi: Kapalı tekniğin bir modifikasyonudur. Tünel traksiyon metodu, süt kanin diş persiste ise süt kaninin alveol soketi gömülü kaninin sürmesi için bir tünel gibi kullanılabilir (136). Kapalı tekniğin avantajları, açık tekniğe göre hızlı iyileşmesi, hastaya verdiği rahatsızlık hissinin daha az olması, ameliyat sonrası kanlanmanın daha iyi olması, fonksiyona daha az engel olması, kemiğin daha dikkatli ve koruyucu şekilde kaldırılabilmesi, anında kuvvet uygulama imkânı vermesi, bonding işleminin daha güvenli yapılabilmesi ve daha estetik sonuçlar görülmesidir (130,134).

4.1.5.3. Ortodontik kuvvet ile gömülü diş sürdürme

Gömülü kanin dişlerde ortodontik kuvvetle traksiyon; arkta yer darlığı olmayan, büyümesi devam etmekte olan hastalar gibi daha iyi prognozu olan vakalar için daha endikedir. Tedavi, gömülü dişin cerrahi olarak üzerinin açılmasının ardından dişe kuvvet uygulayacak ataçman yapıştırılır. Cerrahi işlemi takiben ataçman üzerinden ortodontik traksiyona başlanır. Bazı durumlarda ataçmana kuvvet uygulamaksızın dişlerin yeri hazırlanarak sürdürdüğü de gözlenmektedir ancak bu tamamen dişin lokalizasyonu ve teknikle ilişkilidir. Palatinalde konumlanmış gömülü dişler için uygulanan kuvvetler öncelikle vertikal ardından, bukkal yönlüdür. Böylece diş arka yönlendirilir ve hizalanmaya başlanır. Kuvvet uygulanan gömülü diş çevresindeki kemik kaybı, komşu dişlerde kök rezorpsiyonu ve dişeti çekilmesi bu prosedürün en sık görülen komplikasyonlarıdır (137).

Gömülü kanin dişlerin sürdürülmesini amaçlayan ve gömülü dişin üzerinin cerrahi olarak açılması öncesinde en uygun tekniğin belirlenebilmesi için ortodontist

ve cerrahın iletişimi önemlidir. Gömülü dişin lokalizasyonu, dişsiz bölgenin anatomisi ve kullanılacak ortodontik kuvvet tipi gibi faktörler cerrahi işlem tipini (açık veya kapalı) seçmek için dikkate alınması gerekenler arasındadır. Diş alveolün orta 1/3 ü ya da daha yüksekinde, anterior nazal spine çevresinde gömülü kaldığında tedavi seçeneği olarak kapalı yaklaşım şiddetle tavsiye edilir. Bu yaklaşım doğal diş sürmesini en iyi taklit eden ve estetik açıdan, periodontal dokuları koruması bakımından tercih edilir (130). Bu yöntemde, traksiyon için yerleştirilecek ataçmanı yapıştırmak için gömülü diş kuronu açığa çıkarılırken mümkün olduğunca az kemik dokusunun çıkarılması önemlidir (138). Gömülü kanin dişlerin hem fonksiyonel hem de estetik açıdan doğru yönetimi, ortodontik tedavinin genel başarısı için son derece önemlidir. Ortodontistler mevcut birçok tedavi planı seçeneği arasından, hastanın ihtiyaçlarını ve çıkarlarını en iyi karşılayana seçmelidir. Ortodontist tarafından seçilecek en uygun yöntem, komşu dişlerde oluşabilecek kök rezorpsiyonu ve periodontal doku hasarlarını önleyebilecek şekilde ideal traksiyon kuvvetlerinin en uygun yönde uygulanmasına izin veren yöntem olmalıdır (139).

4.1.5.3.1. Sürdürme sırasında kullanılan ataçmanlar

Ortodontik tedavi ile diş sürdürülmesi için kullanılan çeşitli ataçmanlar mevcuttur. Literatür incelendiğinde lasso teli, threaded pinler, gold chain, bant ve braketler, eyeletler veya 3 boyutlu modellerden elde edilmiş ataçmanlar dişler üzerine uygulanmaktadır (140). Lasso telleri dişin servikalini de sarar. Bu teli yerleştirebilmek için çok miktarda kemik kaldırılması gerekir. Komşu diş ve dişlerin de zarar görmesine sebep olabilir. Dahası bu yöntemle diş sürdürülmesi esnasında eksternal kök rezorpsiyonu insidansı %8-14 civarında bulunmuştur. Ayrıca bu dişlerde ortodontik tedavi süresince ankiloz görülme sıklığının da arttığı ifade edilmiştir (141). Eksternal kök rezorpsiyonu ve ankiloz gözleniyorsa dişin çekilmesi endikedir (1).

Threaded pinler; günümüzde kullanımı terkedilmiş olsa da geçmişte amalgam ve kompozit restorasyonlara sağlamlık katmak için kullanılan küçük pinlerdir. Gömülü dişleri sürdürmek için de kullanılmış olup (142) pulpa odasına zarar verme ihtimalinden dolayı terkedilmiş bir yöntemdir. Ayrıca yerleştirilebilmesi için dişlerde yuva açılması gerekliliği de konservatif olmayan bir yaklaşımdır (134). Eyeletler; tabanı meşli yapıda olup yapışma yüzeyine kolayca yapıştırılabilen yüksek bağlanma

kapasitesine sahip yumuşak ve genellikle küçük ataçmanlardır (134). Altın zincir, biouyumlu olmasından dolayı tercih edilir. Ancak yeterince sağlam olmayışı ve pahalı olması sebebiyle kullanımı çok geniş olmayan bir üründür (134).

4.1.5.3.2. *Sürdürme teknikleri (hareketli-magnetler-ballista-kilroy-k9-elastik-EasyWayCoil sistem -Light Auxiliary labial arch)*

- 1. Hareketli Aparent ile Sürdürme: Dişler üzerine ataçmanlar yapıştırılarak ve hareketli aparentler sayesinde de diş kuvvet iletilerek gömülü kanin dişler sürdürülebilir. Böylelikle kanin diş ark içindeki normal pozisyonuna getirilebilir (143).
- 2. Magnetler ile Diş Sürdürme: Akrilik içinden uzanan bir tele sabitlenmiş magnet yardımıyla gömülü diş kuvvet uygulanarak diş sürdürülmesi gerçekleştirilmektedir. Şekil 2.1’de magnetler ve hareketli aparentler ile diş sürdürmeyi görmekteyiz. Gerektiğinde magnetin sabitlendiği tel üzerinde bükümler yapılarak magnetin konumu değiştirilebilir. Ortodontide de gömülü diş sürdürme başarılı şekillerde yapılmıştır (144).



Şekil 4.1 Magnetler ve Hareketli Aparentlerle Diş Sürdürme (J,Faber,2006)

- 3. Sabit Aparentler ile Diş Sürdürme: Ortodonti literatürü derlendiğinde gömülü diş sürdürme için pek çok yöntem denenmiştir. Hareketli aparentler ve magnetler ile diş sürdürme sabit olmayan yöntemlerdir. Sabit ortodontik mekaniklerle birlikte kullanılan yöntemlerse ballista spring uygulaması, Kilroy spring uygulama, elastik iplik, chain veya ligatür teli ile ark teline bağlayarak sürdürme mekanikleri kurma, ana ark telinin üzerinden esnek bir aksesuar

(overlay) ark ile dişe vertikal kuvvet uygulama, K-9 spring uygulama, fleksibl palatinal ark, kantilever sistemi, mikroimplantlar ve sabit ankraj apareyleri aracılığıyla kuvvet uygulama, light auxiliary arklar ile ve EWC (easy way coil) sistemlerle kuvvet uygulama olarak sıralanabilir (145). Gömülü kanin sürdürme vakalarında ankrajı güçlendirmek için transpalatal ark veya quadheliks kullanılabilir. Maksiller arktan ankraj alınamıyorsa mandibular ark ankraj olarak düşünülmelidir (1).

3.a. Ballista Spring Uygulaması: Ballista springler yuvarlak tellerle kendi uzun eksenine üzerine bükülerek yapılan bükümlerdir. Bu bükümler 0,014, 0,016 veya 0,018 inç yuvarlak paslanmaz çelik teller ile yapılabilir. Molar bandlarının hem headgear tüpünden hem de edgewise tüpünden destek alınır. Headgear tüpünden destek alınma sebebi tüpün içinde telin rotasyon yapmasını engellemektir. Telin birinci premolar dişe bağlanan parçası kuvvet üretir.



Şekil 4.2 Ballista Spring (H, Jacoby,1979).

Springin uç kısmı metal ligatürle bağlayabilmek için loop şeklindedir ve horizontal parçaya dik bir şekilde aşağıya uzanır. Bu vertikal kısmı gömülü dişe doğru hareket ettirildiğinde bükülen metal horizontal parça yardımıyla kuvvet uygular.

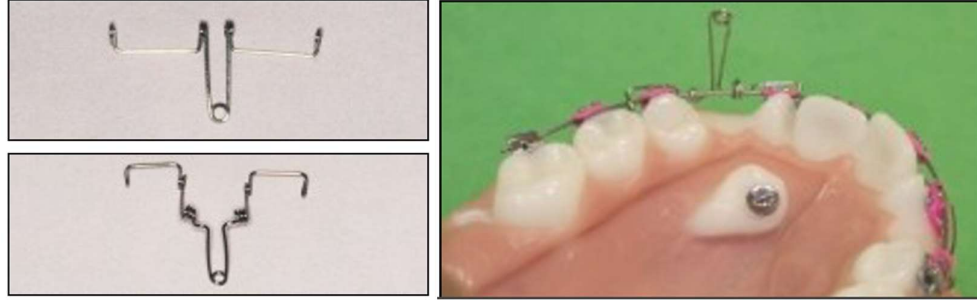
Vertikal kısım serbest bırakılınca bir “ballista (mancınık)gibi aşağı yönde hızla hareket eder. Ankraj sağlamak amacıyla 1,1mm lik telden molarlar arası transpalatal ark yapılır (15). Jacoby (15) Ballista spring görselini 1979 yılında yayınladığı makalesinde Şekil 2.2’deki gibi göstermiştir.

Yayın kuvveti telin çapı ve yayın yatay ve dikey kısımlarının uzunluğu ile orantılıdır. Ortalama büyüklükteki 0,016 inç yay, 60 ile 100 gramlık bir kuvvet sağlar; ortalama büyüklükte 0,018 inçlik bir yay 120 ile 150 gramlık bir kuvvet sağlar. Normal bir durumda, 0,016 inç tel ile başlanması ve bir ay sonra 0,018 inç olarak değiştirilmesi tavsiye edilir. 2 aylık tedaviden sonra, ciddi şekilde gömülü olan kaninler veya doku direnci nedeniyle ilerleme kaydedilmezse, gömülü diş üzerinde çalışan kuvveti arttırmak için aynı tüpe ikinci bir yay eklenebilir. Gömülü dişin köklerinin tamamı oluşmamış olan genç hastalarda, özellikle diş düz konumdaysa bu sistem ile 2 ila 3 hafta içinde sürme gerçekleşir. Diş kökü tam olarak gelişmediğinden böyle hızlı bir sürme arzu edilmez, diş lükse olabilir. Böyle bir durumda, tedaviye 0,014 inç tel ile başlanmalı ve her hafta kontrol edilmelidir. Eğer dişte fazla lüksasyon gözleniyorsa yeni aktivasyon yapmadan yay çıkarılmalı ve konsolidasyona kadar splintlenmelidir (22). Ballista springin birden fazla avantajı vardır. İlk olarak, gömülü dişlerin çoğu komşu dişlerin köklerine yakındır. Gömülü diş ana ark teline basit düz bir traksiyon ile çekilirse, gömülü dişin, tedavide başarısızlıkla komşu dişlerin köklerine doğru sıkıştırılması anlamına gelir. Gömülü bir dişin bir elastik tarafından lingual arka direk bağlanması yetersizdir, çünkü mesafe, dilin hareketini bozmadan elastığı düzgün bir şekilde etkinleştirmek için yeterli değildir. Ballista yay sistemi, gömülü dişe damak ortasına doğru dikey bir traksiyon oluşturan bir sistemdir. Böylece, gömülü dişi komşu dişlerin köklerinden ayırır. Yayın dikey kısmı değiştirilerek, gömülü dişin sürme yönü kontrol edilebilir (22). Yayın dikey kısmını uzatarak damağın orta hattına doğru kuvveti yönlendirmek ya da kısaltarak diş arkına doğru yönlendirmek mümkündür.

İkinci olarak, ballista yayı kancaya tutturulduğunda, oral mukozaya teğet hale gelir ve hastayı rahatsız etmez (22). Ayrıca, ballista yayı kolayca takılır ve bağlanır ve aygıtın diğer kısımlarından bağımsızdır. Yay, iyi kontrol edilen ve kolayca değiştirilebilen sürekli bir kuvvet sağlar. Genel olarak, gömülü dişlerin tedavisi uzundur. Bu sistemde anterior dişlerin braketlenmesi başlangıç aşamasında gerekmez. Daha sonraki bir aşamada, kanin dişi tamamen sürdüğünde, ön dişler ve kanin dişleri

bağlanır. Bu ikinci aşama kanin dişinin normal ark ile uygun bir torkla yerleştirilmesini de içerir. Diğer avantajı ise bu sistemdeki gömülü dişin cerrahi prosedürü, diğer bazı sistemlere kıyasla daha az travmatiktir. Flep çok sınırlıdır ve hızla iyileşebilir. Ameliyat sırasında gömülü dişe veya komşu dişlere minimal travma olur. Bu sistem sayesinde komşu köklere yakın gömülü dişin kronu etrafında büyük flepli osteotomilerden, kuron çevresindeki çevresel tellerden, ligatür telleri geçmek için kuronda delik açılmasından ve vidalamalardan, altın zincirleri bağlamak için delikler açılmasından kaçınılmış olur. Son olarak, Ballista yayı ayrıca, gömülü üst kesici dişleri, gömülü üst ve alt vestibüler köpek dişlerini, gömülü premolarları ve gömülü azı dişlerini sürdürmek için de kullanılabilir. Bütün bu durumlarda, prensip aynıdır. Ankrada veya yayda küçük değişiklikler yapılırken sadece uygulayıcının hayal gücü sistem için bir sınırdır. Bu sistem genç hastalarda veya derin gömülü dişlerde ve yetişkinlerde tedaviye izin verir. Ballista spring modifiye edilebilir, bükümler eklenebilir (22). Cerrahi prosedürün daha konservatif yapılabilmesi, ortodontik kuvvetlerin kontrolü, springin basitliği, hastanın rahatlığı ve tedavinin büyük kısmı sırasında ön dişlerden destek alınmaması, estetik sorunların olmaması, bu sisteme kullanılan diğer sistemlerin çoğuna göre büyük avantajlar sağlar (22).

3.b. Kilroy Spring Uygulaması: Gömülü dişler için inter ark ya da intra ark olmak üzere çeşitli aygıtlar geliştirilmiştir. Kilroy spring de vaka seçimi olmaksızın gömülü dişlerin sürdürülmesinde vertikal yönlü kuvvet uygular. Kilroy spring ilk olarak 2003 yılında Bowman ve Carano (23) tarafından tanıtılmış olup palatinal ve bukkal konumlu gömülü dişler için 2 farklı tipi mevcuttur. Kilroy I ve Kilroy II olmak üzere iki farklı tipte üretilen bu springlerin birbirlerinden temel farkı uyguladıkları kuvvetin yönüdür. Kilroy I palatinalde gömülü dişler için kilroy II ise bukkalde gömülü dişler için dizayn edilmiştir (23). Şekil 2.3'te Bowman ve Carano'nun (23) kilroy spring dizaynını görmekteyiz.

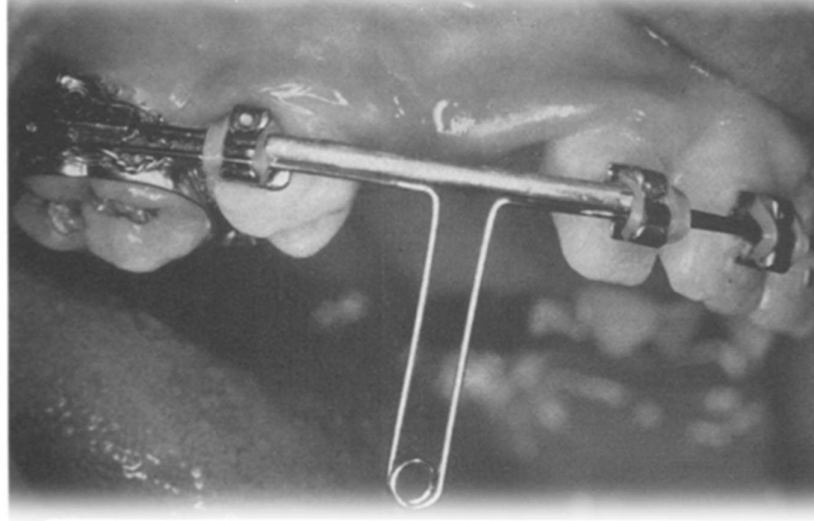


Şekil 4.3 Kilroy Spring (Bowman, S.,2003)

Kilroy yayı gömülü diş bölgesinde dikdörtgen bir ark teli üzerine kaydırılan sürekli bir kuvvet modülüdür. Pasif haldeyken, Kilroy yayının dikey heliks okluzal düzlemde dik uzanır. Yayı aktive etmek için paslanmaz çelik bir ligatür dikey halkanın ucundaki heliksten gömülü dişe doğru yönlendirilir. Sonrasında ligatür, cerrahi olarak üzeri açılmış dişe direk yapıştırılmış ataçmana bağlanır. Aktif Kilroy yayı desteği, ana ark telinden ve yanıl uzantıları ile temas eden komşu dişlerin insizal üçlüsünden alır. Kilroy I de hem dikey hem lateral kuvvetler gömülü dişe iletilir. Diş sürerken kuvveti korumak için kilroy yayının periyodik olarak geri alınması gerekebilir. Diş yeterince sürdüğünde yay çıkarılır. Daha sonra bir ortodontik braket veya buton dişe yapıştırılarak dişe rotasyon yaptırmak gerekiyorsa monkey hooklar yardımıyla rotasyonlar için kuvvet çiftleri oluşturulabilir (23). Kilroy II spring bukkalde yerleşmiş gömülü kaninleri sürdürmek için kullanılır. Daha vertikal kuvvetler üretir. Çoklu heliksleri telin esnekliğini artırır ancak komşu yumuşak dokulara daha fazla rahatsızlık vermektedir. Kilroy yayı tarafından üretilen kuvvet miktarı dikey heliksin gömülü dişe doğru veya ondan uzağa bükülmesiyle artırılabilir veya azaltılabilir. Bu, helikslerin bird pick pensi yardımıyla dikey heliksin bir ucunu istenen yönde bükerek ve diğer taraf için de prosedürü tekrarlayarak gerçekleştirilir (23). Kuvvet-yönü de ayarlanabilir. Örneğin daha lateral bir kuvvet vektörü isteniyorsa veya kilroy yayının dikey heliksinin belli bir duruma uyması için kısaltılması gerekiyorsa, dikey uzantının heliksinin kendi üzerine katlanması mümkündür. Tasarımındaki doğal esneklik nedeniyle kilroy springin dişin geleceği boşluğa göre eni ayarlanabilir. Bu yay kolayca takılabilir, ayarlanabilir dikey sürdürme gücü iyidir.

3.c. Light Auxiliary Labial Arch: Jacoby bukko-okluzal kuvveti bukkal taraftan yönlendirmek için "ballista" yayını önermiştir. Yapılan araştırmada okluzal-palatal traksiyon uygulamak için yeni bir yöntemi tarif edilmiştir (146). Yayın tasarımı, ileri hazırlık yapılmaksızın ve sabit ortodontik tedavi tekniğinin ne olduğuna bağlı olmaksızın mevcut sabit tedavi yapılan ark üzerine "piggy-back" tarzında uygulanacak şekildedir. Auxiliary ark 0,014 veya 0,016 inç paslanmaz çelik yuvarlak telden bükülür, ana ark ise 0,0175 x 0,025 ten az olmamalıdır.

Arka hazırlanan gömülü diş boşluğunun karşısında yer alan ve oklüzyon düzlemine doğru ve dik açılı gösteren küçük bir sarmal içeren tek bir dikey halka içerir. Auxiliary ark, ana ark üzerine kullanılan yöntem uygun şekilde tüm braketlere bağlanır. Bu ark cerrahi işlem öncesi hazırlanır ancak ameliyattan sonra veya sonraki bir ziyarette yerleştirilebilir. Şekil 2.4'te Auxiliary ark tasarımını görmekteyiz.



Şekil 4.4 Auxiliary Arch (Kornhauser, S.,1996)

Yardımcı ark bir taraftaki molar tüpten diğer taraftaki molar tüpe uzatılmışsa pratikte daha güvenli ve daha kullanışlıdır. Yardımcı ark yerine oturtulduktan sonra, dikey loop vertikal olarak aşağıya doğru bakacak şekilde pasif şekilde duracaktır. Diş

üzerindeki ataçmana ligatür teliyle bağlanarak aktive edilir ve böylece geri dönmeye çalışan vertikal kol dişe ekstrüzyon kuvveti uygular.

Yapılan bu çalışma, kök yüzeyinin santimetrekaresi başına 24 gr'lık bir kuvvetin genellikle bir dişin devrilmesi için en uygun kuvvet miktarı olduğunu göstermiştir. Bununla birlikte, bu değer üzerindeki kuvvetler kullanılırsa soket duvarlarına zarar veren rezorpsiyon üreten direnç meydana gelir. Ekstrüzyon, diğer taraftan, diş soketinin duvarlarının ağır basınçlara karşı bir tür koruma sağlamadığı tek ortodontik harekettir ve bu nedenle aşırı kuvvetten kaçınılması önemlidir. Sürmüş bir dişin uzun eksen boyunca saf ekstrüzyon kuvveti uygulandığında, 24 gr'dan daha düşük kuvvet seviyeleri kullanılmalıdır. Dişin tamamı gömülü olduğu durumlarda, yumuşak doku direnci gereken kuvvet miktarını artıracaktır, ancak bu 30 ila 35 gr'ı geçmemelidir. Bu yöntemin bazı avantajları vardır. İlk olarak ek bir laboratuvar prosedürü gerektirmez. Ortodontik kliniğinde mevcut olan materyallerle (önceden oluşturulmuş çelik ark formlarıyla) kolayca tedavi etme imkânı sağlar. Bu büküm klinisyene damakta gömülü kanin dişlere istenilen yönde kontrollü kuvvet uygulama alternatifini sunar. Büküm şekli sayesinde medial, anterior ve posterior yönlerde kuvvetleri yönlendirme yeteneği mevcuttur. Komşu dişlere zarar vermektan kaçınmak için tam kontrol uygulanmasına izin verir (146).

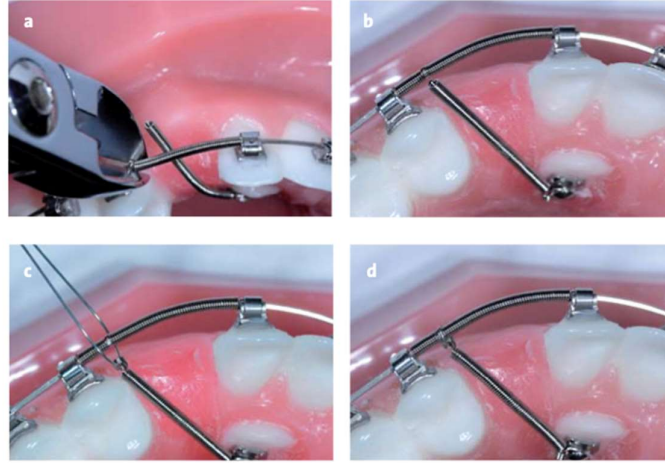
3.d. K-9 Spring Uygulaması: 0,017 x 0,025 TMA telden bükülen ve horizontal ve vertikal iki kolu olan springin horizontal kısmı molar tüpüne ve premolar braketlerin slotuna yerleştirilir. Şekil 2.5'te Kalra'nın (147) uyguladığı cantilever sistemi görmekteyiz. Vertikal kol 90° açıyla premolar braketinden 7 mm uzaklıkta, 11 mm boyunda olup uç kısmında bir heliks bükümü mevcuttur. Bu vertikal kısım palatine doğru 20° açılır (147).



Şekil 4.5 Cantilever Sistem (Kalra, V., 2000)

3.e.Elastik iplik Uygulaması: Elastik iplikler ortodontide farklı amaçlarla kullanılmaktadır. Bu elastomerik maddeler sentetik kauçuk esaslı olup etkinlikleri 4 haftaya kadar sürebilir. TPA, ark teli, quadhelix, gibi ankraj ünitelerinden destek alınarak elastik iplikler ile gömülü kanin dişler sürdürülebilir (58).

3.f.EasyWayCoil sistem: Gömülü dişlerin erüpsiyonlarında sık aktivasyon ihtiyacı duyulan diğer yöntemlerin aksine çözüm olabilecek Easy Way Coil sistemi (Şekil 2.6) geliştirilmiştir (148). Bu tasarımla uzun aktivasyon mesafesi, çeşitli kuvvet yönleri verilebilmesi ve belirli kuvvet iletimleri yapılabilmektedir. EWC sistemi kapalı paslanmaz çelik yay, 0,010 inç ligatür teli ve yapıştırılabilir lingual butondan oluşmaktadır. Her 1 mmlik aktivasyon 0,158 N veya 16,1 gr kuvvet oluşturmaktadır. Spring yerleştirilmeden önce gömülü dişin yeri hazırlanmalıdır. Mukoperiosteal flep hazırlandıktan sonra bukkal ya da palatinalden gömülü dişin kronuna ulaşılır ve etching ardından bonding yapılır. Bu işlemi takiben EWC yüzeye yapıştırılır. Spring sürekli kuvvet oluşturabilmesi için 4 haftada bir reaktifte edilir. Avantajları sabit kuvvet uygulaması, unilateral ya da bilateral olarak kullanılabilmesi, güvenli bir ankraja sahip olması, istenmeyen etkilerin az görülmesi, pahalı olmaması ve uygulanması kolay olması olarak sayılabilir (148).



Şekil 4.6 EasyWayCoil Sistem (Schubert, M.,2008)

4.2. Sürdürme Esnasında Görülebilecek Olası Yan Etkiler

Yapılan bilimsel çalışmalar özellikle komşu dişlerde kök rezorpsiyonlarıyla ilgilidir. Dağsuyu (149) çalışmasında maksiller gömülü kanin olan vakalarda lateral dişlerde görülen kök rezorpsiyonlarının birinci premolar dişlerdekinden daha fazla olduğunu raporlamıştır. Ortodontik tedavi ile gömülü kanin sürdürülmesi esnasında ağız hijyeni kontrolü çok önemlidir. Tedavi sırasında retansiyon alanları artar ve oral hijyen hasta için zorlaşabilmektedir (150). Traksiyon amacıyla gömülü kanin diş üzerine yerleştirilen ataçmanın oral boşluğa uzanan parçasının irritasyonu, uygulanan açık ya da kapalı cerrahi teknik, hem vertikal hem de sagittal yönde uygulanan ortodontik kuvvetler periodontal dokularda farklı derecelerde hasara sebep olabilmektedir (132,151,152). Periodontal ataçman kaybı, alveolar kemik yüksekliğinde azalma ve cep derinliğinde artış gözlenebilmektedir (17). Gömülü olan ve tedaviyle arktaki istenen yerine getirilen maksiller kanin dişin kendisinde, komşu lateral ve premolar dişlerde alveolar kemik kaybı meydana gelebilmektedir (17,153). Gömülü kanin dişin orta hatta yakınlığı ve okluzal düzlemden uzaklığı arttıkça ekstrüviz ve distal yöndeki hareketin oluşturduğu stres komşu dişlerde cep derinliğinin artmasına neden olmaktadır (154).

Maksilla anatomisi incelendiğinde bukkal yüzeyde alveolar marjinde keratinize yapışık dişeti bulunurken sulkus bölgesinde hareketli nonkeratinize dişeti

bulunmaktadır. Bu sebeple vestibülde konumlu gömülü kaninlerde nonkeratinize dişetinde açık erüpsiyon tekniğinden kaçınılmalıdır. Dolayısıyla labialdeki ve palatinaldeki kaninlere uygulanan cerrahi teknikler farklı olmaktadır. Palatinaldeki mukoza ise tamamen keratinize dokudan oluşmaktadır. Birçok çalışma palatinaldeki kaninlerin cerrahi-ortodontik tedavisinin periodontal dokulara zarar verebileceğini rapor etmektedir (17,132,152,155). Vestibülde gömülü kanin dişlerin cerrahisinde daha esnek keratinize dişetin korunması için apikale pozisyone flap önerilmektedir (131,156,157). Bazı araştırmacılar ise cerrahi teknikler arasında periodontal hasar açısından fark olmadığını periodontal durumu etkileyen en önemli faktörlerin ortodontik hareket mekaniği ve cerrahi sırasında kaldırılan kemik miktarı olduğunu belirtmektedir (158,159).

Gömülü maksiller kaninlerin ortodontik tedavisi dikkatli bir şekilde planlanmış disiplinlerarası iş birliği gerektirir (160). Kanin dişlerin üzeri cerrahi olarak açığa çıkarılır ve dişin üzerine ataçman yerleştirilir (1,161). Ardından, etkilenen diş istenen yönde hareket ettirmek için traksiyon kuvveti uygulanır. Uygulanan optimum kuvvetin 10 ila 100 g (26) arasında olduğu bildirilmiştir. Gömülü maksiller kaninlerin cerrahi olarak üzerinin açılması ve sabit ortodontik cihazlar vasıtasıyla hizalanması yaygın bir tedavi yöntemidir. Periodontoloji uzmanları, sabit cihazlar yoluyla ortodontik tedavinin, kronik inflamasyona neden olabileceğine ve indüklenen değişikliklerin ileri yaşta periodontal hastalıkların etyopatogenezinde önemli bir rol oynayabileceğine inanmaktadır. Patojenik hastalıkların faktörleri arasında diş anormalliklerinden bahsedilmektedir (135). Gömülü kanin dişlerin arktaki yerlerine alınabilmesi amacıyla gereken uzun süreli ortodontik tedavi, bu hastalarda kök rezorpsiyonuna ve alveolar kemik seviyesi değişikliklerine yatkınlığı artırabilir.

Lindauer ve Issacson (162) kök rezorpsiyonuna sebep olmaksızın farklı bir teknik önermiştir. Bu teknikte segmental ark ve transpalatal ark ankraj olarak kullanılır ve cerrahisinde kanin kuru perforasyonu ile kapalı cerrahi yapılıdır. Önemli avantajları daha az doku manipülasyonu ve diş sürmesi esnasında dişlerin uzun eksenine kuvvet uygulanmasına izin veren mekanik oluşturulmasıdır.

Evren ve ark. (163) arktaki yerine getirilen gömülü kaninlerin, bukkalde ya da palatinalde gömülü kalmış olması farketmeksizin kemik seviyelerinde azalma ölçtü.

Gömülü diş ve komşu dişlerde geri dönüşü olmayan hasarları önlemek için erken teşhisin her zaman gerekli olduğunu vurgulamak önemlidir (164). Erken tanıdan sonra bile, bazı durumlarda diş çekilmesi gerekebilir. Bunun yanı sıra, bazı çalışmalar da (165) ortodontik tedavideki traksiyon protokolünün önemli olduğunu ve kanin dişin sürsürülmesi esnasında doğrudan periodontal durumu ve komşu dişlerin kök uzunluğunu olumsuz etkilemediğini rapor etmişlerdir. Aynı çalışma diğer taraftan, ortodontik traksiyonun komşu dişlerde de kök uzunluğu, bukkal ve palatinal alveoler kemik seviyeleri üzerinde minimal etkiye sahip olduğunu göstermiştir (165).

4.3. Kuvvet Analiz Yöntemleri

- 1) Kuvvet analiz yöntemleri cisim üzerine uygulanan kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl olması gerektiğini gösteren yöntemlerdir. Diş hekimliğinde bu yöntemlerin kullanımı, tedaviler esnasında diş ve çenelere uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimlere bağlı olarak oluşan kuvvet yoğunluklarının bu yapılarda meydana getireceği olası deformasyonların gözlenebilmesi amacıyla kullanılmaktadır (166). Diş hekimliğinde kullanılan kuvvet analiz yöntemleri; (167) Gerinim ölçer (Strain Gauge) analiz yöntemi, holografik interferometre analiz yöntemi (Lazer ışınli kuvvet analiz yöntemi), fotoelastik analiz yöntemi, kırılğan vernikle kaplama yöntemi, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi.

4.3.1. Gerinim ölçer (Strain Gauge) analizi

Gerinim ölçer analizleri statik ve dinamik yükler altında yapılarda oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin tespiti amaçlı kullanılır. İletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibi ile çalışan mekanik aygıtlardır (168).

4.3.2. Holografik interferometre analizi (Lazer ışınli kuvvet analizi)

Holografik interferometre analizi optik bir yöntemdir. Lazer ışınlarıyla modelin 3 boyutlu görüntüsünün holografik film üzerine kaydı sağlanır. Bu yöntemde interferometre denilen ışın saçaklarını uzak mesafeden ölçebilen alet kullanılır (169).

İnterferometre; iki lazer ışın demetiyle model üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarını ölçmektedir. Holografide ışığın girişim ve kırınım özelliklerinden faydalanılarak bu ölçüm gerçekleştirilir. Işın verilmesi esnasında cisim hareket ettirilerek holografik görüntüdeki ışın saçaklarının değerlendirilmesi ile görüntü elde edilmektedir (170). Lazer ışınlı kuvvet analizi olarak da bilinen bu analizde deformasyon miktarları görünür ışın saçakları şekline dönüştürülerek tespit edilir (169).

4.3.3. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi

Kırılğan vernikle kaplama yönteminde kuvvet dağılımını değerlendirmek amaçlanmıştır. Bu yöntemde vernik materyalinin kırılğanlık özelliğinden faydalanarak oluşan çatlaklar değerlendirilir. Vernik, incelenmek istenen yapı üzerine homojen bir şekilde püskürtülür (171). Vernik ile kaplı olan model ısı altında sertleştirilir. Ardından model üzerine istenen yönde ve şiddette kuvvetler uygulanır. Verniğın gerilme direnci belli bir değerdedir. Bu direnci aştığı noktalarda ortaya çıkan çatlaklara bakılarak değerlendirmeler yapılır. Çatlakların sıklığı, kuvvetin yoğun geldiğı bölgeleri ve kuvvet hatlarının doğrultusunu da göstermektedir (172).

4.3.4. Fotoelastik gerilme analizi

Fotoelastik gerilme analizi 1930'lu yıllarda Zak (173) tarafından tanıtılmıştır. Oluşturulan model üzerine kuvvet iletdikten sonra yapının iç kısmındaki ve yüzeyindeki gerilim dağılımının görülebilir ışık taslakları haline dönüştürülmesi işlemidir (174). Polariskop cihazı ile incelenmek istenen gerilme bölgeleri belirlenir. İncelenmesi istenen cismin fotoelastik materyalden oluşturulan modeli üzerinde polariskop ile ölçümler yapılır. Bu yöntemde tek dalga boyuna sahip bir ışının kırılmasıyla şekil değişikliği ve oluşan iç gerilmelere bakılabilir. Kullanılan bu yöntem özel bir laboratuvar ve teknik donanım gerektirmektedir. Ölçüm için özel aletler ve donanımlı laboratuvarda oluşturulmuş özel hazırlanmış modeller gerekir (168,175,176).

4.3.5. Sonlu elemanlar analizi

Sonlu elemanlar analizi mühendislikte kullanılan karmaşık problemlerin çözülebilmesi için geliştirilmiş sayısal modelleme ve sanal simülasyon yöntemidir (166). Sonlu elemanlar analizi esas olarak 1956 yılında uzay mühendisliği dalında uçaklara ait karmaşık yapılarıdaki gerilmelerin hesaplanması için geliştirilmiş olup daha sonraları akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetizma ve biyomekanik gibi alanlarda kullanılmaya başlanmıştır (177). Bu yöntem daha sonraları diş hekimliğinde de farklı branşlarda kuvvet analizleri için başarılı şekilde uygulanmaktadır (178).

Sonlu elemanlar metodunda, çözümlenecek model çok sayıda, basit, küçük, birbirine bağlı, sonlu eleman adı verilen alt bölgelere ayrılmaktadır. Bütün cismin elemanlara bölünebilmesi için bir ağ yapısına ihtiyaç duyulur. Cismin boyut ve mevcut geometrisine uygun olarak elemanlara bölünmüş hali matematiksel model olarak tanımlanır. Gerçeğe yakın sonuçlar alabilmek için cisimleri mümkün olan en çok sayıda alt yapılara bölmek gerekir. Bu matematik modelleri oluşturan elemanların birbirlerine dokunduğu yüzeylerde düğüm noktaları oluşur. Eğer çok sayıda eleman kullanıldı ise kuvvet dağılımı daha hassas bir şekilde ölçülebilmektedir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üzerindeki koordinatları belirlenerek bilgisayardaki programa yüklenir. Ayrıca geometrik şeklin materyal özelliklerine ait değerler de yazılıma aktarılır. Oluşan matematiksel modelde dış etken ve sınır şartları uygulanarak değişiklikler matrisler oluşturur. Bu matrisler de bilgisayar yazılımı yardımıyla çözümlenir. Bu yöntem sayesinde cismin tamamındaki gerilme, gerinim ve şekil değiştirmeler elde edilmiş olur (177). Sayısal verileri tablolar veya grafikler ile kritik noktalarda bulunan düğümlerdeki yer değiştirmeleri ve uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu gerilme değerlerini vermektedir. Renkli skala görüntüleri ise modelin tamamına ait gerilme ve yer değiştirmeleri göstermektedir. Görüntüler üzerinde değer aralıklarını ifade eden bir ölçek vardır ve farklı açılardan gösterilmektedir. Animasyonlar ve daha yakından görüntüler ise çok küçük değerlerdeki yer değiştirmeleri eşit oranda büyütüp daha anlaşılır sunmak içindir (179). Hesaplanan sayısal değerler, yer değiştirme görüntüleri, animasyonlar, sayısal değerlere ait tablolar ve grafikler, gerilme değerlerini gösteren renklendirilmiş görüntüler olarak elde edilmektedir (166).

Özetle sonlu elemanlar analizi yöntemi hazırlanmış üç boyutlu bir modelin çözümlenmesini sağlamak için modeli oluşturan her elementin stres ve gerinimini hesaplayan bir dizi matematiksel işlemdir. Bu analiz sayesinde basınç, sıcaklık değişimleri ve dış kuvvetler sonucu ortaya çıkan stres ve gerilimin değerlendirilmesi sağlanmaktadır. Teknolojik temellere dayanan bu analiz in-vivo test edilmesi zor olan insan dokusu ve biyomateriyallerin mekanik özelliklerinin tespiti için oldukça faydalı bir yöntemdir (180). Yapılan analiz sanal ortamda olduğundan aynı şartlar altında tekrarlanabilir olması nedeniyle güvenilir sonuçlar elde edilmesi bu yöntemi değerli kılmaktadır (24,181).

Tıp alanında kullanılmaya başlaması 1972 yılında olmuştur. Ortopedi alanında insan kemiğinde oluşan biyomekanik streslerin değerlendirilmesinde kullanılmıştır. O zamandan beri bu yöntem kemik ve kemik-protez yapıları, kırık fiksasyon aygıtları ve kemik harici diğer dokular için de gittikçe artan bir kullanıma sahip olmuştur. Tüm bu alanlarda araştırmalar yapılmasının amacı doku morfolojileri ve yük taşıma fonksiyonları arasındaki ilişkilerin değerlendirilmesi ve bu bilgiler ışığında kullanılan aparey tasarımlarının ve tekniklerin optimize edilmesini sağlamaktır (182).

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi birçok branşta kullanılmaktadır (181). Dental materyaller, oral ve maksillofasiyal yapıların mekanik yapısı ve cerrahisi, maksilla ve mandibula kırıkları ve fiksasyonu, osteotomi, temporomandibular eklem mekaniği, periodontal ligament, alveol kemiği, trabeküler kemik, kortikal kemik, implant materyalleri, mini-vida ve plak, ortodontik tedaviler, dişlerin hareket ettirilmesi, ortodontik apareyler, konservatif ve endodontik tedaviler, dental restorasyonlar, dolgu materyalleri, kron ve köprü protezleri, sabit ve parsiyel protezler, dental implantlar, dizayn özellikleri, materyal özellikleri, kuvvet yüklemesi ve diğer parametreler, osseointegrasyon gibi. Sonlu elemanlar analizi diş hekimliğinde kuvvet yüklemesi, yer değiştirmeler, eğilme-bükülme, kırılma, gerilme, titreşim, materyallerin elastik ve plastik deformasyonları ve bağlanma dayanıklılıklarının belirlenmesinde kullanılan sayısal metottur (171). Bu analiz yönteminin geçerli ve güvenilir olması geometrinin ve materyale ait özelliklerin, destek ve yükleme durumlarının fiziksel idealizasyonuna dayanmaktadır (183). Sonlu elemanlar stres analizinin ortodontideki bazı kullanım alanları; ağız dışı apareylerin ortopedik kuvvet üretmesi esnasında dentofasiyal yapılar üzerinde meydana getirdiği stres dağılımının

incelenmesi (184,185), ekspansiyonun ardından ark boyu artışlarının değerlendirilmesi (186), mini vida ve mini plaklar (187,188), ortodontik diş hareketleri sonucu oluşan gerilim ve yer değiştirmelerin incelenmesi (189), sabit tedavi tekniklerinin dental ark üzerindeki etkilerinin karşılaştırılması (190,191), baş postürünün etkilerinin incelenmesi (192), sıyırma ve çekme gerilimlerinin adeziv tabakada oluşturduğu gerilimlerin incelenmesi (193) sonlu elemanlar analizi yöntemiyle yapılan araştırmalara örnek olarak sayılabilir.

4.3.5.1. Sonlu elemanlar analizindeki temel terimler

Sonlu elemanlar analizinin çalışma sisteminin anlaşılabilmesi ve analiz sonuçlarının yorumlanabilmesi için bazı terimlerin bilinmesi gerekmektedir. Homojen cisim, eleman, düğüm noktası, ağ yapısı oluşturma, sınır şartları, kuvvet, gerilme, asal gerilmeler, Von Mises gerilmesi, gerinim, elastiklik-viskoelastiklik, elastiklik modülü, poisson oranı, izotropi ve anizotropi kavramları detaylıca öğrenilmelidir.

4.3.5.1.1. Homojen cisim

Cismin kendi içindeki elastik özelliklerinin her noktada aynı olmasıdır. Bu cisimlere homojen cisim denilir (166).

4.3.5.1.2. Eleman (Element)

Sonlu elemanlar analizlerinde en küçük birim basit geometrik model olarak ifade edilen "eleman" (element) adı verilen şekillere ayrılır. Elemanlar geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflandırılırlar (166). Rijit elemanlar kuvveti ileten ama deformasyona uğramayan ve de gerilme yüklenmeyen elemanlardır. Bağlandıkları düğümlerin arasındaki mesafeyi sabit tutmaya yararlar (166).

4.3.5.1.3. Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar analizinde modellerin bölünmesi ile sonlu sayıda eleman belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) adı verilmektedir.

Modellerde, yer deęiřtirmeler her bir elemandaki yer deęiřtirmelerle iliřkilidir. Sonlu elemanlar analizlerinde bu dűęüm noktalarının belirli yerlerden birbirlerine sabitlenmesi gereklidir (194,195).

4.3.5.1.4. Ağ yapısı oluşturma (Mesh)

Aę oluşturma işlemi dűęüm noktaları ve elemanların koordinatlarını belirlemek amacıyla yapılır. Mesh yapımı diye de bilinen aę oluşturma işlemi yazılım tarafından otomatik olarak yapılabil-dięi gibi kullanıcı da mesh üretebilir. Kullanıcı bilgisayar yazılımına veriler girer bu veriler karşılığında uygun değer otomatik olarak dűęüm noktalarını ve elemanları sıralar ve numaralandırır. Hangi bölgelerde eleman yoğunluğunun fazla olacağına hangi bölgelerde ise az olacağına kullanıcı karar verir. En önemlisi seçilen elemanlar kullanılarak modelin en iyi şekilde en küçük parçalara bölünerek aę yapısını doğru oluşturabilmektir (195).

Ağ yapısı oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Genel olarak büyük değişim görülen bölgelerde ve önemli olduğu bilinen bölgelerde daha fazla eleman yerleştirilir. Ağ yapısı oluşturulduktan sonra sınır şartları belirlenir. Sınır şartlarıyla cismin nereden sabitlendiği ve kuvvetin nereden uygulandığı tespit edilir. Eleman sayısı arttırmak, eleman tipi değiştirmek veya ağ yapısı üretim şekli değiştirilerek yeniden mesh oluşturularak çözümler tekrarlanabilir (194).

4.3.5.1.5. Sınır şartları (Boundary conditions)

Sınır şartları cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını ifade eder. Sınır şartları kapsamında gerilmeler ve yer değiştirmeler (deplasman) mevcuttur (194).

4.3.5.1.6. Kuvvet

Hareketli bir cismi durduran veya duran bir cisme hareket kazandırabilen, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Kuvvetin yönü, doğrultusu ve değeri olduğu için vektörel büyüklüktür (196). Kuvvet birimi SI sisteminde "Newton"(N)'dur. Ortodonti literatüründe kuvvet miktarı genellikle "gram-kuvvet" cinsinden verilmekte olup çoğunlukla "gram" (gr) olarak ifade edilmektedir

(50). 1 newton, 101,97 gram-kuvvet'e eşittir. Dış kuvvet, cisme diğer cisimlerin yaptığı etkidir. İç kuvvet ise cismin diğer parçaları arasındaki etki ve tepki ile ortaya çıkan kuvvetlere denir. Ortodontik tedavi biyomekaniğinde dişe etki eden kuvvet dış kuvvettir ve bu kuvvet önce periodontal ligamentlere ardından kemiğe iletilir. Bu iletimler esnasında iç kuvvetler oluşur (167,196).

4.3.5.1.7. Gerilme (Stress)

Bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim içinde birim alanda eşit ve zıt yönlü meydana gelen tepkidir. Her iki kuvvet de cismin toplam alanına yayılır buna göre cismin içindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak ifade edilir (197).

Gerilme = Kuvvet / Alan olarak ifade edilir. Gerilme birimi Paskal (P veya N/m²)'dir. Dış hekimliğinde Megapaskal (Mpa veya N/mm²) kullanılmaktadır. 1Mpa=10⁶ N/m²,dir.

Değişik açı ve doğrultudan uygulanan kuvvetler genellikle kompleks gerilmeler meydana getirmektedir. Esas olarak 3 temel gerilme tipi meydana gelir (50).

Çekme Gerilimi (Tensile stress): Cismin yapısındaki molekülleri birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda fakat ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir. Basma gerilimi (Compressive stress): Cismin yapısındaki molekülleri birbirine yaklaştırmaya çalışan, aynı doğrultuda fakat ters yönde iki kuvvetin etkilemesi ile oluşan gerilme tipidir. Makaslama ya da kayma gerilimi (Shear stress): Cismin moleküllerinin birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde cismin yüzeyine paralel ve ters yönde iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşan gerilmedir (50).

4.3.5.1.8. Asal gerilmeler (Principle stress)

Asal gerilme kavramı tüm düzlemlerde makaslama gerilimlerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler için kullanılır (198). Maksimum, orta (intermediate) ve minimum olmak üzere 3 tip asal gerilme vardır (199). Maksimum asal gerilme (Maximum principle): Maksimum asal gerilmeler pozitif değerde olup en yüksek çekme gerilmelerini verir. Minimum asal gerilme

(Minimum principle): Minimum asal gerilmeler negatif değerde olup en yüksek basma gerilmelerini (sıkışma) verir (199). Analiz sonuçlarında mutlak değeri daha büyük olan gerilme, bir düğüm noktasında etkin olan gerilme şeklidir (200). Düğüm noktasında gerilme stresi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana stres değeridir (201).

4.3.5.1.9. Von Misses gerilmesi

Cisme belli bir kuvvet uygulandığında cisimde oluşan gerilme dağılımının gösterilmesi için kullanılır (202). Von Mises gerilmeleri “Bir yapıdaki belirli bir bölümündeki iç enerjinin belli bir değeri aşması durumunda yapı bu noktada şekil değiştirecektir.” kuralıyla elde edilmiş kriterlerdir (203). Von Mises gerilme değerleri ayrıca gerilmenin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilmektedir.

4.3.5.1.10. Gerinim (Strain)

Gerinim, cisme uygulanan kuvvet neticesinde birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Kuvvet uygulandıktan sonra gerilim oluşurken gerinim de oluşmaktadır. Gerinim için ölçü birimi yoktur. Gerilim büyüklük değerine ve yöne sahipken gerinim ise sadece bir büyüklüktür (198).

Hooke Kanunu, belli sınırlar içinde cisimdeki gerilimin gerinim ile doğru orantılı olarak arttığını belirtir. Bu kanuna göre $F = -kx$. Gerinim ile gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, kuvvet uygulanınca ne kadar şekil değişikliği olacağını tahmin edilmesini sağlar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını “k” verir. Bu değer de cismin sertlik derecesini ifade eder. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısı ise esnek materyalleri ifade eder (204). Gerinim (strain) = Boyuttaki değişim/Orjinal boyut olarak ifade 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 dnmemesidir (50).

4.3.5.1.11. Elastiklik- Viskoelastiklik

Cisme uygulanan kuvveti ortadan kaldırdıktan sonra başlangıç şekline dönme özelliği o cismin elastiklik özelliğidir. Elastik materyal diye adlandırılan cisimler belli sınıra kadar yük altında şekil değiştirir ardından yük kaldırıldığında gecikmeksizin eski şeklini yeniden alır. Viskoelastiklik ise şekil değiştirirken hem elastik hem de yapışkan (visköz) özellik gösteren materyallerdir. Bu materyaller yapışkanlık özellikleri sayesinde zamana bağlı olarak artan bir gerinim gösterirler ve bu materyaller yük kalktığında tekrar ilk baştaki şekillerine gecikmeli olarak dönerler (50,205).

4.3.5.1.12. Young modülü (Elastiklik modülü)

Cisimlerin elastikiyet sınırları içindeki dayanıklılığını ifade eden bir katsayıdır. En anlaşılabilir ifadeyle gerilimin gerinime oranıdır (50). Elastiklik modülü arttıkça cismin katılığı da aynı oranda artmaktadır (197). Diğer bir deyişle sert materyallerin deformasyona karşı iç dirençleri yüksektir ve esneklik katsayısı büyüktür. Örnek verecek olursak kompakt kemiğin esneklik katsayısı yumuşak dokunun 6700 katıdır. Bu terim, esneklik katsayısını ilk kez hesaplayan İngiliz fizikçi Thomas Young'ın ismiyle de anılmaktadır (206,207). Elastisite modülü yüksek olan cisim, düşük elastisite modülüne sahip cisimden aynı kuvvet altında daha az deforme olmaktadır (195,208). $E = \text{Gerilme} / \text{Gerinim}$ ile formüle edilmektedir. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır (197).

4.3.5.1.13. Poisson oranı

Elastik sınırlar içinde, çekme veya basma kuvvetleri altında enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranıdır (198,209). Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişir ve elastisite modülü gibi cisme ait ayırıcı bir özelliktir. Örneğin cisme gelen çekme kuvvetinin sonucu olarak yükün geldiği yönde boyca uzama olurken, yüke dik olan diğer boyutlarda ise boy kısalması olmaktadır. Sıkışma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşmaktadır. Yumuşak cisimlerde Poisson oranı daha yüksektir (198,209).

4.3.5.1.14. İzotropi ve anizotropi

İzotropi, bir cismin farklı doğrultularda aynı elastik özelliklere sahip olmasıdır (177). İzotrop cisimler diye tanımladığımız cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetler sonucu çekme, basma ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı elastiklik modülüne sahiptirler (205,210).

4.3.5.2. Sonlu elemanlar analizinin avantajları

Kompleks yapılarda farklı materyal özelliklerine sahip ve düzgün şekilli olmayan katılar için uygulanıp gerçeğe yakın sanal model hazırlanabilmesi, manyetik alan ve termal transferler gibi birçok alanda kullanılabilmesi, karmaşık yapılar incelenirken, analitik ve deneysel metodlara göre daha hassas olması, değişik özellikler gösteren yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın tespitleri, analizin tekrarlanabilir olması en büyük avantajlardan biridir, model geometrisi, sınır şartları, kuvvetin yükleme yönü ve miktarı gibi özellikler de değiştirilebilir (209,211), farklı katmanlardan oluşan cisimlerin, katmanlarının fiziksel özelliklerini ve katmanlar arası birleşim özelliklerini yansıtacak şekilde modellenebilmesi, pratik olarak denenmesi mümkün olmayan tasarımların simülasyonuna olanak sağlaması (177), gerilme, gerinim ve yer değiştirme değerlerini hassas bir şekilde inceleme olanağı sunması (212,213).

4.3.5.3. Sonlu elemanlar analizinin dezavantajları

Sonlu elemanlar model analizi için teknoloji, mühendislik bilgi birikimi ve ciddi bir zaman gereklidir, katı modeller üzerinde gerçek şartları yansıtabilmek, bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar analizini yapacak yazılım programının kapasitesiyle sınırlıdır (214), modelleri hazırlanan malzemelerin izotropi, homojenlik durumu ve elastiklik gibi özellikleri varsayımsal rakamlar olarak programa girildiğinden malzemenin tam bir temsilini oluşturamamaktadır (212,215), sonlu elemanlar analizi yönteminde dinamik değil statik yükler incelenebilmektedir, ağız ortamında ise dinamik yükler mevcuttur. Bu yüzden simülasyonun tam gerçeğe yakın olması zordur (215), yöntemin gerçeğe en yakın olabilmesi programa tanımlanan fiziksel özelliklerin

doğruluğuna bağlıdır. Bu nedenle fiziksel özelliklerin verileri son derece hassasiyetle girilmelidir (212,213,215).

4.3.5.4. Sonlu elemanlar analizinin işlem basamakları

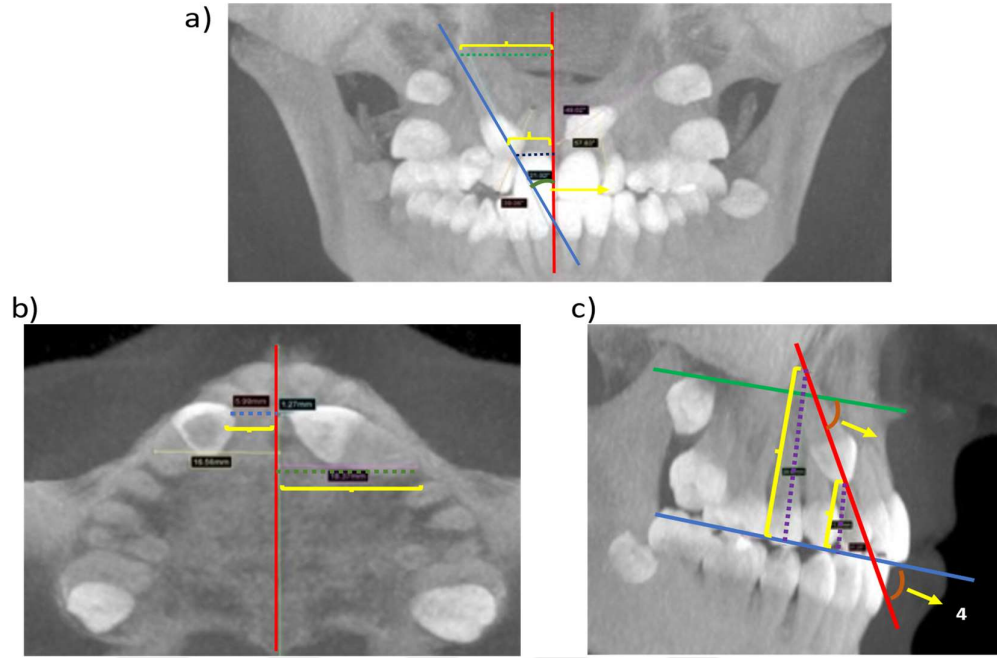
Sonlu elemanlar analizinin temel üç aşaması vardır: İlk olarak biyolojik yapının modelinin hazırlanması (pre-processing). Hesaplama yapılması istenen bölge oluşturulur ve sonlu elemanlara bölünür. İkinci olarak çözüm aşaması (processing). Lineer veya lineer olmayan bir denklem takımının eş zamanlı olarak çözülmesi işlemleri gerçekleştirilir. Son olarak da modelin doğruluğu de tespit edilerek yorumlanması (post-processing). Bu aşamada asal gerilmelerin büyüklük değerleri izlenebilir ve değerlendirilebilir (216)

5. METOT VE MATERYAL

Çalışmada modellenecek olan gömülü kanin diş pozisyonunun doğruluğa en yakın şekilde belirlenmesi adına bir ön çalışma planlanmıştır. Çalışma protokolleri İstanbul Medipol Üniversitesi Klinik Araştırmaları Etik Komitesi tarafından ön çalışmanın etik onayı alınmıştır. (Etik Kurul Kararı: 10840098-604.01.01-E.3649). Tez çalışmamızda sonlu elemanlar analizi modelindeki kanin lokalizasyonunu belirlemek için de Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi arşivinde bulunan CBCT'ler taranmıştır. Gömülü kanin diş tespit edilen görüntüler tarandığında, yaş ortalamaları $24,41 \pm 9,82$ olan 18'i erkek, 37'si kadın 55 hastada 67 tane bilateral ya da unilateral gömülü kanin diş tespit edilmiştir. Hariç tutulma kriterlerimiz apeksleri tam izlenemeyen, tamamı net olmayan görüntüler ve bukkalde konumlu gömülü kaninler çalışmadan çıkartılmıştır. Finalde 42 hastada palatinalde lokalize 50 gömülü kanin dişe dair ölçümler (Şekil 3.1) yapılmıştır. Bu çalışmada gömülü maksiller kaninler (n=50) Dağsuyu ve ark.'nın (149) ve Silva ve ark.'nın (165) yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Şekil 3.1'de gösterilen ölçümlerin tanımı: 1-Sagittal düzlemde: Oklüzal düzleme gömülü kanin açıları, kanin tüberkül ucu ve oklüzal düzleme apeks mesafeleri, 2-Koronal düzlem: Maksiller gömülü kaninlerin orta hatta ve yan kesici dişe açılanmaları, 3- Aksiyal düzlem: Maksiller gömülü kanin tüberkül ucu ve orta hatta apeks mesafeleri ölçüldü (149). Daha sonra ortalama bir pozisyon belirlendi. Ölçümler sonucunda sol maksiller kanin (2.3 numara) gömülü diş olarak FEM analizinde kullanılmak üzere kabul edildi.

Ölçüm güvenilirliğini belirlemek adına ölçümler bir ay ara ile aynı araştırmacı tarafından tekrarlanmıştır. Üç boyutlu ölçümleri gösterebilmek için betimleyici istatistikler hesaplanmıştır. Verilerin dağılımını belirlemek için Kolmogorov-Smirnov Testi kullanılmıştır. Ölçüm güvenilirliğini için paired t test kullanılmıştır. Ölçüm değerleri arasında metod hata kontrol yöntemi olarak Houston Yöntemi (126) uygulanmıştır. İstatistiksel anlamlılık $p < 0,05$ ile SPSS paket programı 22.versiyonu kullanılarak veriler analiz edilmiştir.



Şekil 5.1 a) Koronal BT Ölçümleri, b) Aksiyal BT Ölçümleri, c) Sagittal BT Ölçümleri

Metod hata kontrol yöntemi olan Houston Yöntemi (126) ile de analiz edilmiştir. Houston bu yöntemi kısaca $1 - \left[\frac{\text{farkların varyansının yarısı}}{\text{ölçümün varyansı}} \right]$ olarak formüle etmiştir. Ölçümlerin güvenilirliği açısından ortodontide kullanılan bir yöntemdir (126). Diş-orta hat için 0,98, tip-orta hat 0,93, diş-o.d 0,99, tip-o.d 0,89, tip-orta hat 0,88 olarak bulunmuştur.

Gömülü dişin nihai pozisyonu belirlenmesinin ardından sanal modelleme ve sonlu elemanlar model analizi ile çalışmanın yürütülmesi için Ay Tasarım Ltd. Şti.'den hizmet alımı yapılmıştır. Çalışma Medipol Üniversitesi Klinik Araştırmaları Etik Komitesi tarafından ana çalışma için etik onay alınmıştır. (Etik Kurul Kararı: 10840098-604.01.01-E.8437) Bu çalışma 119S096 proje numarası ile Tübitak tarafından desteklenmiştir.

Çalışmada; 4 farklı model tasarlanmıştır. Referans noktaları gömülü dişin apexi ve tüberkül tepesi dahil olmak üzere tüm dişlerin apeks ve insizal kenarları, soket içi ve soket dışından alınan noktalar olarak belirlenmiştir. Referans noktalarında, gömülü diş segmentinde von mises stres değerleri, maksimum ve minimum asal gerilmeleri ve tüm maksiller dişler için 3 yönde de yer değiştirme değerleri

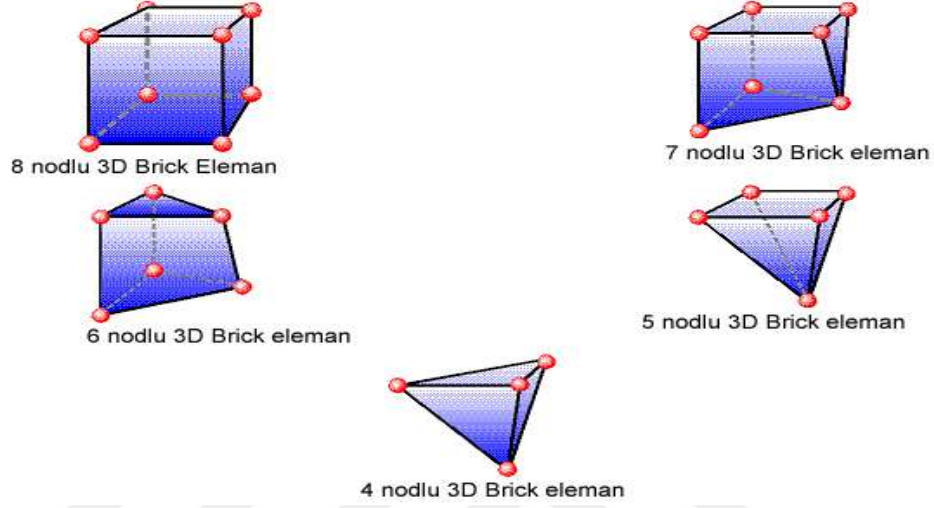
ölçülmüştür. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak zamandan bağımsız izotropik özellikler ile analiz gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizlerinde ortaya çıkan değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu oluşur bu sebeple istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

3 boyutlu ağ yapısı oluşturulması ve homojen bir hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturuldu. Ardından analize hazır hale getirilmesi ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. .stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. .Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya airt olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Mesh oluşturma (ağ yapısı oluşturma) işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır. (Şekil 3.2) Yapının tamamlanması amacıyla yapıların merkeze yakın bölgelerinde gerektiğinde daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Hesaplamanın kolay olmasını sağlayabilmek üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı modellemeye çalışılmıştır. Çene modelleri dik ve dar bölgeler içerdiğinden analizi zorlaştırır. Bu

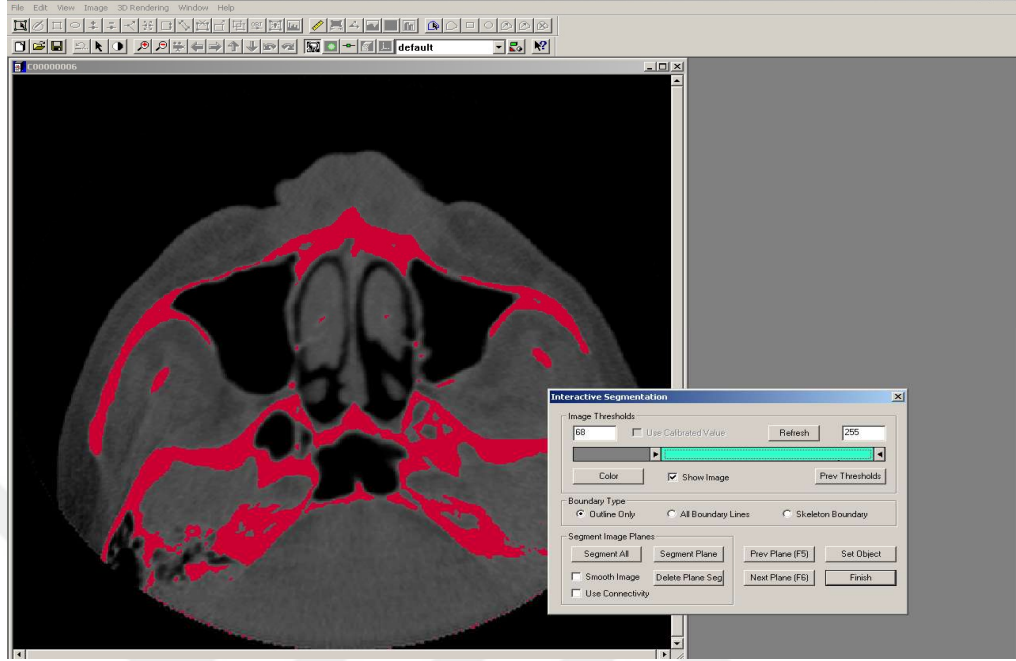
bölgeler çizgisel elemanlar azaltılarak düzenli hale getirilmiştir. Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi.



Şekil 5.2 Fempro Yazılımında Kullanılan Eleman Çeşitleri

5.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Geometrik modelin oluşturulması için, erişkin bir hastanın Konik Işınlı Tomografi (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) taraması kullanılmıştır. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edilmiş, hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrükte olan kesitler, DICOM 3.0 formatında aktarılmış ve 3D-Doctor (Able Software Corp. , MA, USA) yazılımına alınmıştır. (Şekil 3.3)



Şekil 5.3 3D-Doctor Yazılımında Kesitler Üzerindeki Kemik Dokular İnteraktif Segmentasyon Yöntemiyle 3 Boyutlu Model Haline Getirilmesi

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular interaktif segmentasyon yöntemiyle ayrıştırılmıştır. Bu ayrılmış kesitler “kompleks render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirilmiştir. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile daha küçük hafızalarla ve düzgün oranlara sahip elemanlarla pürüzsüz yüzeyler oluşturulmuştur. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında export edilmiştir.

VR Mesh yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapılmış, U şeklindeki ark orta genişlikte ve orta uzunluktaki alveol kavsi çalışmada kullanılmak üzere seçilmiştir. Ayrıştırma işleminin ardından “3 boyutlu kompleks render” yöntemi ile kemik modellenmiştir. (Şekil 3.4)

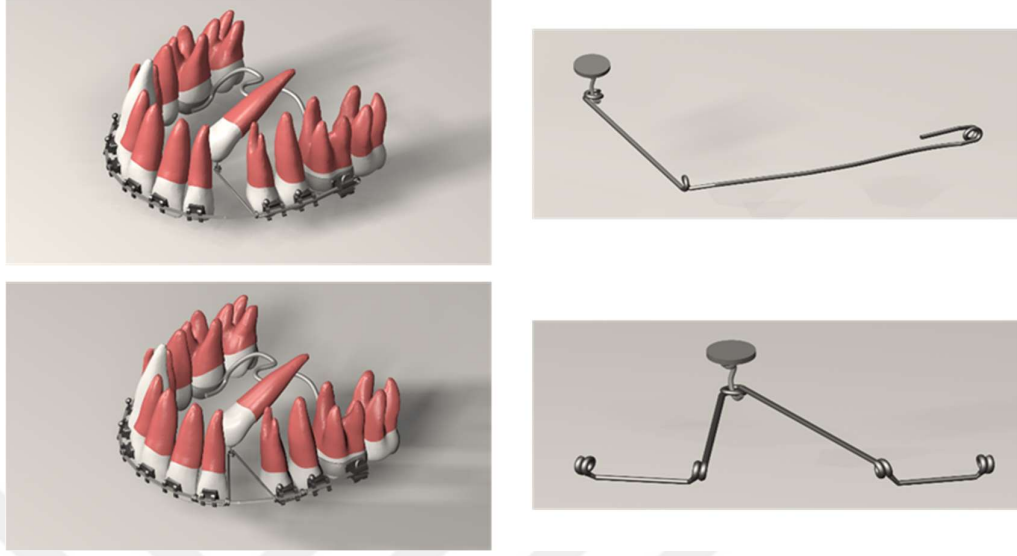


Şekil 5.4 "3 Boyutlu Kompleks Render" Yöntemiyle Modellenmiş Kemik

5.1.1. Model setlerinin oluşturulması

Kemik dokusundan spongiöz kemik elde edilmiş (offset yöntemiyle) ve gerekli uyumlamalar yapılmıştır. (Şekil 3.4) Bu şekilde kortikal kemik, spongiöz kemik, diş ve peridontal ligament gerçek morfolojisini gösterecek şekilde modele yansıtılmıştır. Hazırlanan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve maksillanın modelleme işlemi tamamlanmıştır (Şekil 3.5) İki adet ballista spring uygulanmış model ve iki adet kilroy spring uygulanmış model hazırlanmıştır. Bu çalışmanın dizaynında modelde de 0,018 inç slot Roth preskripsiyona sahip braketler modellenmiştir. Ark telleri 0,016x0,022 inç kalınlığındaki modellenmiştir.

Spring bükümleri 0,016 inç ve 0,018 inç yuvarlak paslanmaz çelik telden (SIA/F30-16ZZ1P) tweed pensi (SIA/D30-OT350) ve 139 pensi (SIA/D30-OT139) yardımıyla kilroy spring bükümü yapılmıştır ve bu bükümler gerçeğe uygun şekilde modellenmiştir. Transpalatal ark bükümü 0,9 paslanmaz çelik telden yapılmış ve bandların palatinallerindeki sheetlere yerleştirilmiş şekilde modellenmiştir.



Şekil 5.5 Ballista ve Kilroy Spring Dişler ve Periodontal Ligamentler Modellemesi

Gömülü kanin dişin hazırlanan en kaba sanal modelinin 3 boyutlu çıktı görüntüsü Şekil 3.6 deki gibidir. Bu modelde TPA tasarımı ve springler yerleştirilmemiş halidir. Modeller üzerinde mukoza kalınlığı yoktur.



Şekil 5.6 Gömülü Kanin Dişin Hazırlanan En Kaba Sanal Modelinin 3 Boyutlu Çıktı Görüntüsü

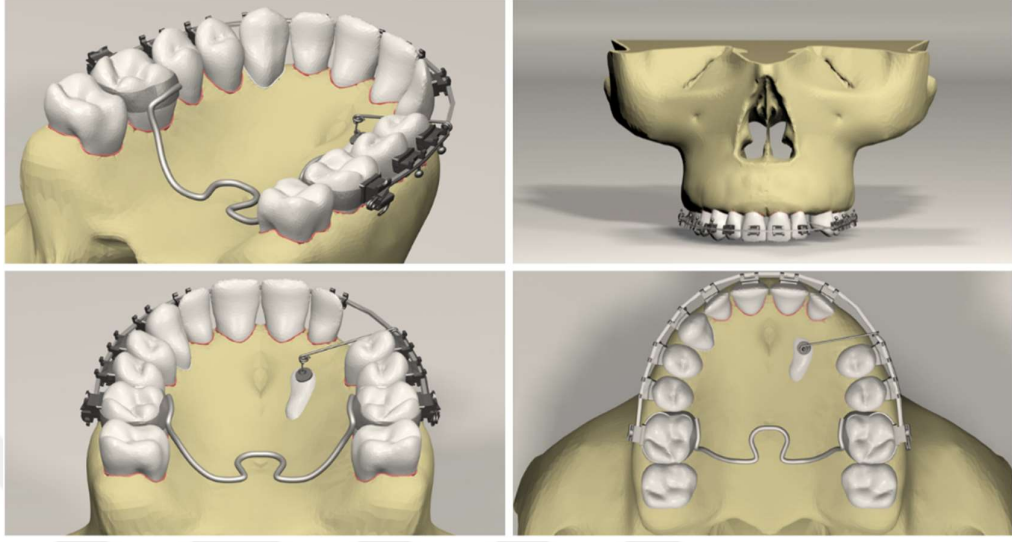
Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modeldeki dentoalveolar yapıların ve ortodontik materyallerin fiziksel özellikleri (Poisson Oranı ve Elastiklik Modülü) Tablo 5.1’de gösterildiği üzere yazılıma aktarılmıştır. Bu sayede gerçeğe en yakın şekilde modellenmiştir.

Tablo 5.1: Modellenen Yapıların Poisson Oranı ve Young Modülü

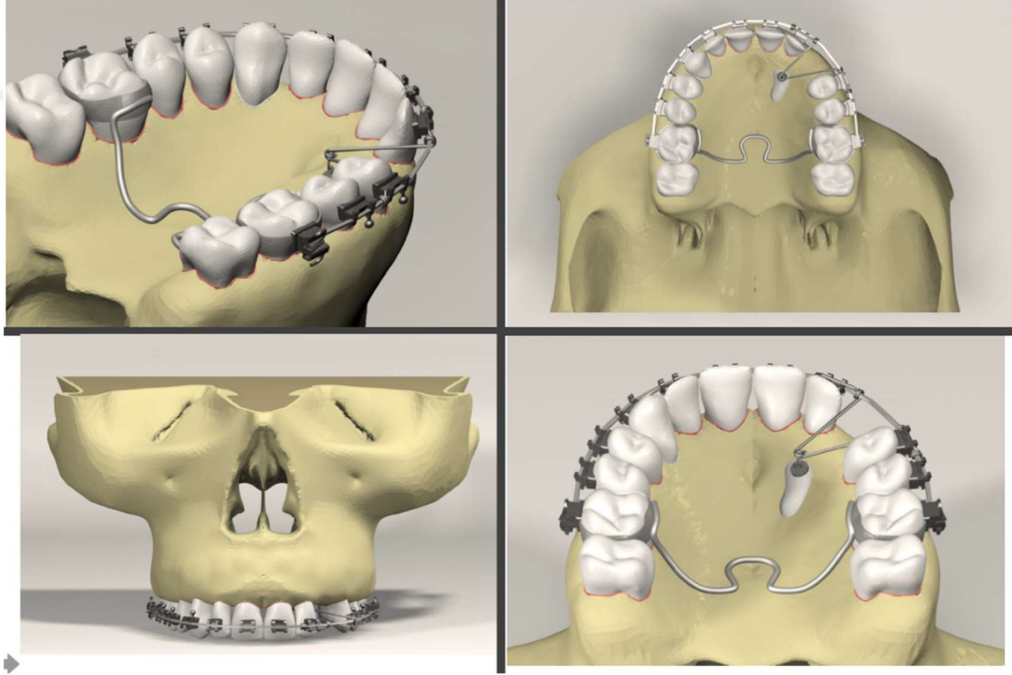
	Young Modulus (Mpa)	Poisson Oranı
Kortikal	15000	0.30
Sponge	1370	0.30
Diş	18600	0.31
Pdl	0.69	0.45
Çelik	209860	0.30

Çalışmada büküm yapılarak elde edilen 0,016 inç ballista ve kilroy springler ve 0,018 inç ballista ve kilroy springler SmartOptics 3 boyutlu tarayıcı ile 3 boyutlu olarak taranmış, .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderilmiştir. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile sprigler ile bağlantı noktası arasındaki bağlantılar yapılmıştır. Bunu takiben kemik dokuları arasında gerekli uyumlandırmalar yapılmış ve kuvvet aktarımları sağlanmıştır.

Kilroy ve Ballista springlerin farklı kalınlıktaki teller ile bükümü sonucu farklı kuvvetler uyguladığı dört adet model elde edilmiştir. Balista spring için örnek model seti Şekil 3.7’da, Kilroy spring için örnek model seti Şekil 3.8’de gösterilmektedir.



Şekil 5.7 Ballista Spring Bükümü Model Seti



Şekil 5.8 Kilroy Spring Bükümü Model Seti

5.2. Matematiksel Modellerin Oluşturulması ve Ölçümler

Çalışmanın gerçeğe en yakın sonuçları verebilmesi için programın limitasyonları ölçüsünde mümkün olan en fazla sayıda eleman seçilmiştir. Yapılan

ölçümler; gömülü diş ve tüm dişlerdeki toplam yer değıştirme değeri, x, y ve z yönü yer değıştirme değeri, Von Mises Stres değeri, maksimum asal gerilmeler ve minimum asal gerilmeler ve periodontal ligamentlerin von Mises stres değeri şeklindedir.



6. BULGULAR

6.1. Ön Çalışma Bulguları

Bu çalışmada gömülü köpek dişlerinin lokalizasyonunu belirlemek için ön çalışma yapılmıştır. Ön çalışmada yapılan ölçümler neticesinde elde edilen veriler Tablo 6.1’de yer almaktadır.

Tablo 6.1: Betimleyici İstatistikler Tablosu

Ölçüm	N	Ort.	SS	Min.	Max.
Diş-Orta Hat (Derece)	50	18,19	8,26	5,25	46,25
Tip-Orta Hat (mm)	50	3,89	2,31	1,37	14,17
Diş-O.D. (Derece)	50	24,55	10,83	6,39	43,19
Tip-O.D. (mm)	50	5,45	1,72	3,18	12,41
Tip-Orta Hat (Derece)	50	3,73	2,28	1,05	13,66

Diş-Orta Hat(Derece)= Gömülü dişin uzun ekseni ile orta hat arasındaki açılal derece ölçüm

Tip-Orta Hat (mm)= Gömülü dişin tüberkül tepesinden orta hat ile arasındaki milimetrik mesafe

Diş-O.D (Derece)=Gömülü dişin uzun aksının okluzal düzlemle olan açılal derece ölçümü

Tip-O.D (mm)=Gömülü dişin tüberkül tepesinden okluzal düzleme olan milimetrik mesafe

Tip-Orta Hat (Derece)=Gömülü dişin tüberkül tepesi ile orta hat arasındaki açılal derece ölçüm

Yapılan ölçümler SPSS 22.versiyon paket program ile analiz edilmiş ve istatistiksel anlamlılın $p < 0,05$ 'tir. Tablo 6.2’de normallik testi sonuçları verilmiştir. Koronal BT ve Sagital BT ölçümlerine ait değerlendirme sonuçları ise Tablo 6.3’te verilmiştir.

Tablo 6.2: Normallik Testi Değerlendirme Sonuçları

Ölçüm		s.d	İstatistik	P
1.Ölçüm	Diş Orta Hat(Derece)	50	0,130	0,073*
	Tip-Orta Hat(mm)	50	0,167	0,101*
	Diş-O.D.(Derece)	50	0,128	0,060*
	Tip-O.D.(mm)	50	0,121	0,066*
	Tip-Orta Hat(Derece)	50	0,153	0,075*

Tablo 6.2 (Devam)

2.Ölçüm	Diş Orta Hat(Derece)	50	0,128	0,089*
	Tip-Orta Hat(mm)	50	0,138	0,198*
	Diş-O.D.(Derece)	50	0,113	0,153*
	Tip-O.D.(mm)	50	0,141	0,215*
	Tip-Orta Hat(Derece)	50	0,155	0,404*

s.d: Standart sapma

Tablo 6.3: Koronal BT ve Sagittal BT Ölçümlerine Ait İstatistiksel Değerlendirme Sonuçları

Ölçüm	N	1. Ölçüm	2. Ölçüm	Ort. Fark	SS	t	P
Diş Orta Hat(Derece)	50	18,35 ±8,40	18,03 ±8,31	0,324	2,568	0,892	0,000*
Tip-Orta Hat(mm)	50	2,37 ±4,04	3,72 ±2,39	0,321	1,139	1,995	0,000*
Diş-O.D.(Derece)	50	10,37 ±25,14	23,96 ±11,44	1,177	2,834	2,937	0,000*
Tip-O.D.(mm)	50	5,47 ±2,09	5,43 ±1,81	0,043	1,895	0,159	0,000*
Tip-Orta Hat(Derece)	50	4,00 ±2,40	3,45 ±2,22	0,545	0,708	5,443	0,000*

Sonlu elemanlar analizinde elde edilen bulgular kuvvetin uygulandığı anda elde edilen verileri göstermektedir. Bu çalışmada veriler, zamandan bağımsız ve kemiğin izotropik özellikte olduğu varsayımı yapılarak analiz edilmiştir.

Araştırmada eksenleri gösteren oklar şekillerin sağ alt kısımlarında yer alır. Görsellerdeki oklar yer değiştirmelerin yönlerini göstermektedir. “X” ile gösterilen oklar bukkopalatinal yönü (arkların sağ sol oluşuna göre değişmektedir), “Y” ile gösterilen ok distal yönü, “Z” ile gösterilen ok soket içine, sulkus yönüne olan diş hareketlerini ifade etmektedir. “-“değerler ve “+” değerler kuvvetin yönünü ifade etmektedir. Sonlu elemanlar analizi matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıkan bir dizi veridir. Bu analizde Von Mises gerilmeleri, maksimum, minimum gerilme değerleri ve uzayın 3 yönündeki yer değiştirme miktarları renk skalasına göre görselleştirilmiştir. Buna göre her görselde sol üst köşede renk skala göstergesi yer almaktadır. Von Mises gerilmelerini gösteren görsellerde kırmızı renkle gösterilen

alanlar maksimum gerilmeleri, mavi renkle gösterilen alanlar ise minimum gerilmeleri göstermektedir. Maksimum asal gerilme değerlerinin gösterildiği (maximum principal) görsellerde kırmızı ile boyanan alanlar daha çok gerilmeye maruz kalan alanları gösterirken, minimum asal gerilme değerlerinin gösterildiği (minimum principal) görsellerde lacivert ile gösterilen alanlar daha çok sıkışma ya da diğer bir deyişle gerilmenin az olduğunu ifade eder.

Yer değiştirme bulgularının birimi “mm” olup, gerilme değerlerinin ise N/mm^2 ‘dir. Yer değiştirme miktarlarının görüldüğü görsellerde kırmızı renkler belirtilen eksendeki maksimum yer değiştirme miktarını göstermekle birlikte her görsel için sol üst köşedeki skaladan ve mevcut matematiksel değerlerden elde edilen sonuçların okunması ve yorumlanması yapılmıştır.

6.2. Yer Değiştirme Bulguları

6.2.1. Gömülü Dişe ait yer değiştirme bulguları

Gömülü dişe ait toplam yer değiştirme miktarları tüm modeller için ayrı ayrı ölçülmüştür. Şekil 5.1’de B60 modeli gömülü dişteki toplam yer değiştirme değerleri görülmektedir. Şekil 5.2’de B120 modeli gömülü dişteki toplam yer değiştirme değerleri görülmektedir. Şekil 5.3’te K60 modeli gömülü dişteki toplam yer değiştirme değerleri görülmektedir. Şekil 5.4’te K120 modeli gömülü dişteki toplam yer değiştirme değerleri görülmektedir.

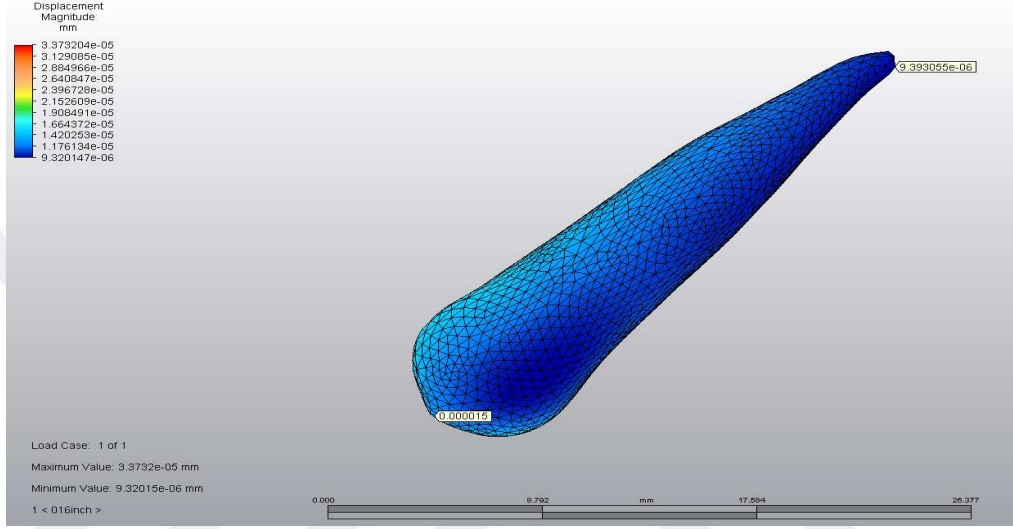
Toplam yer değiştirme miktarı açısından Tablo 4.4 incelendiğinde gömülü kanin insizal ve apikal uç noktalarda 120 gr kuvvet uygulanan gruplarda 60 gr kuvvet uygulanan gruplara göre daha fazla hareket olduğu görülmektedir. Aynı miktarda kuvvet uygulayan mekanikler bakımından karşılaştırıldığında kilroy springler ile daha fazla hareket elde edildiği görülmektedir.

Tablo 6.4 Gömülü Kanin Dişlerdeki Toplam Yer Değiştirme Değerleri

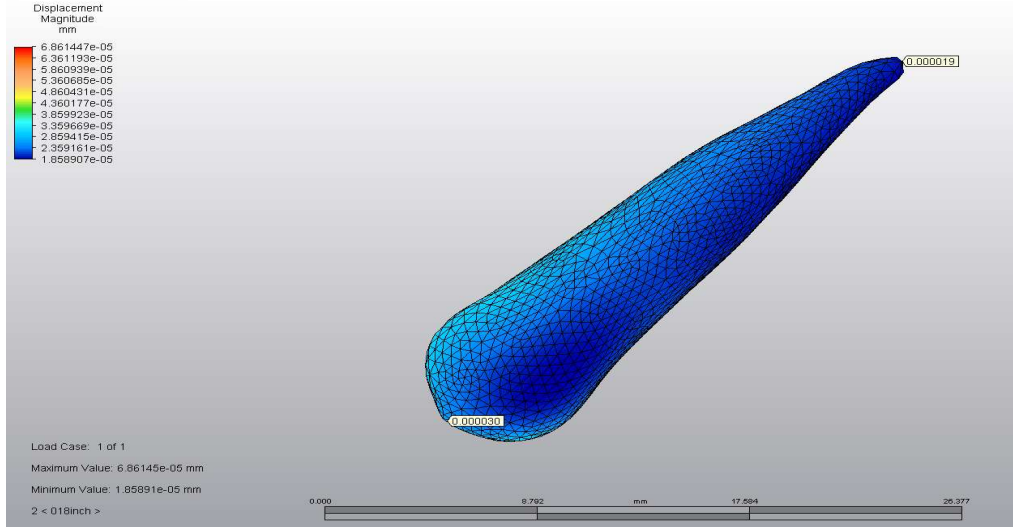
Gömülü Kanin Dişteki Toplam Yer değiştirme Değerleri	Tüberkül Tepesi	Apeks
B60	0,000015	9,39E-6
B120	0,00003	1,90E-5

Tablo 6.4 (Devam)

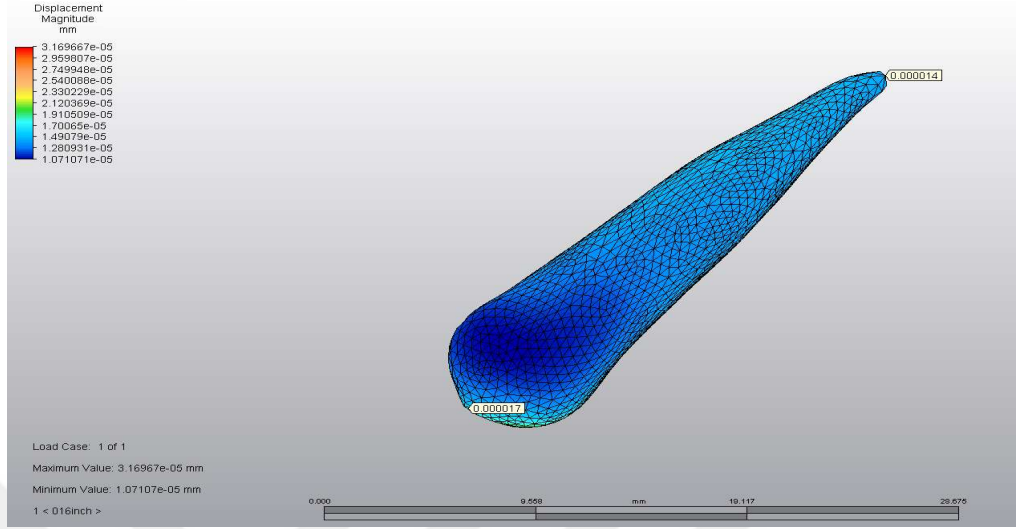
Gömülü Kanin Dişteki Toplam Yer Değişirme Değerleri	Tüberkül Tepesi	Apeks
K60	0,000017	1,40E-5
K120	0,000035	2,90E-5



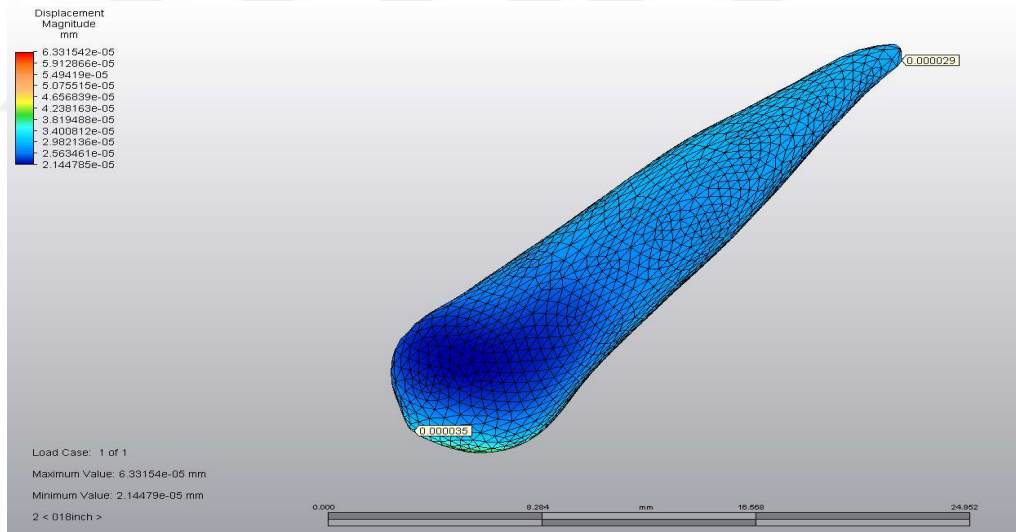
Şekil 6.1 B60 (Ballista 60gr) Modeli Gömülü Dişe Ait Toplam Yer Değişirme Görseli



Şekil 6.2 B120 (Ballista 120gr) Modeli Gömülü Dişteki Toplam Yer Değişirme Değerleri



Şekil 6.3 K60 (Kilroy 60gr) Modeli Gömülü Dişteki Toplam Yer Değişirme Değerleri



Şekil 6.4 K120 (Kilroy 120gr) Modeli Gömülü Dişteki Toplam Yer Değişirme Değerleri

Sagittal yön yer değişimi tüm modellerde, hem insizal hem de apikal uç noktalar için mesial yönlüdür. Mesial yöndeki hareket miktarı kilroy gruplarında belirgin şekilde daha fazla olmak kaydıyla sıralama B60<B120<K60<K120 şeklindedir.

Horizontal yönde kanin kronu bukkal yönde yer değiştirirken kök apeksi palatinal yönde hareket etmiştir. Horizontal hareket miktarı ballista gruplarında, aynı kuvvet oranındaki kilroy gruplarına göre daha fazladır.

Gömülü diş kronunun vertikal yönlü hareketi, yani erupsiyonu ballista gruplarında belirgin şekilde fazladır. Sürme miktarı sıralaması B120>B60>K120>K60 şeklindedir.

Apeks uç noktasının vertikal hareketi kuronal hareket ile aynı yönlü olmakla birlikte hareket miktarı ballista gruplarında, aynı kuvvet oranındaki kilroy gruplarına göre daha fazladır.

6.2.2. Gömülü dişlerle aynı segmentte yer alan maksiller dişlerin toplam yer değiştirme bulguları

Gömülü diş ile aynı segmentte yer alan maksiller dişlerin toplam yer değiştirme miktarları değerlendirildiğinde Tablo 6.5 ve Tablo 6.6'da görülebileceği gibi en çok hareket eden dişler gömülü dişe komşu lateral ve 1. Premolar dişler olmuştur. Gömülü dişe komşu 22 numaralı lateral dişin kilroy gruplarında, 24 numaralı dişin ise ballista gruplarında daha fazla yer değiştirdiği tespit edilmiştir. Gömülü diş ile aynı segmentte yer alan tüm dişlerde toplam yer değiştirme miktarının gömülü diştten daha fazla olması dikkat çekici bir bulgu olmuştur.

Modeller arasında en çok ve en az yer değiştiren dişler farklılık göstermekle birlikte gömülü diştten uzaklaştıkça hareket miktarının azaldığı görülmektedir. İkinci molar dişte istisnai veriler elde edilmiştir.

Tablo 6.5 Aynı Taraftaki İnsizaller ve Tüberkül Tepeleri Toplam Yer Değiştirme Değerleri (mm)

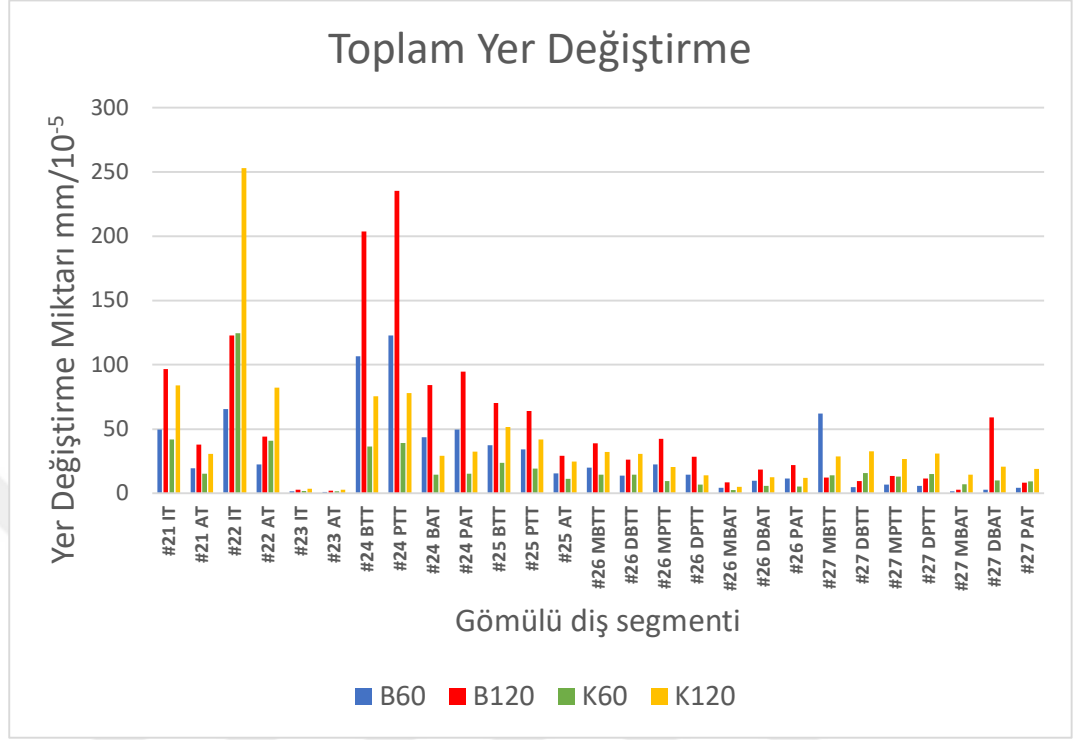
	B60	B120	K60	K120
Santral	0,000494	0,000965	0,000421	0,000838
Lateral	0,000656	0,0012276	0,001247	0,002532
1.premolar B.	0,001065	0,002038	0,000363	0,000755
1.premolar P.	0,001228	0,002354	0,000392	0,000781

Tablo 6.5 (Devam)

	B60	B120	K60	K120
2.premolar B.	0,000373	0,000702	0,000238	0,000516
2.premolar P.	0,00034	0,00064	0,000192	0,00042
1.molar MB.	0,000199	0,000389	0,000146	0,000322
1.molar DB.	0,000137	0,00026	0,000146	0,000307
1.molar MP.	0,000223	0,000424	0,000094	0,000205
1.molar DP.	0,000146	0,000283	0,000069	0,000139
2.molar MB.	0,00062	0,000122	0,000138	0,000287
2.molar DB.	0,000047	0,000095	0,000157	0,000326
2.molar MP.	0,000067	0,000134	0,00013	0,000268
2.molar DP.	0,000057	0,000116	0,000151	0,000311

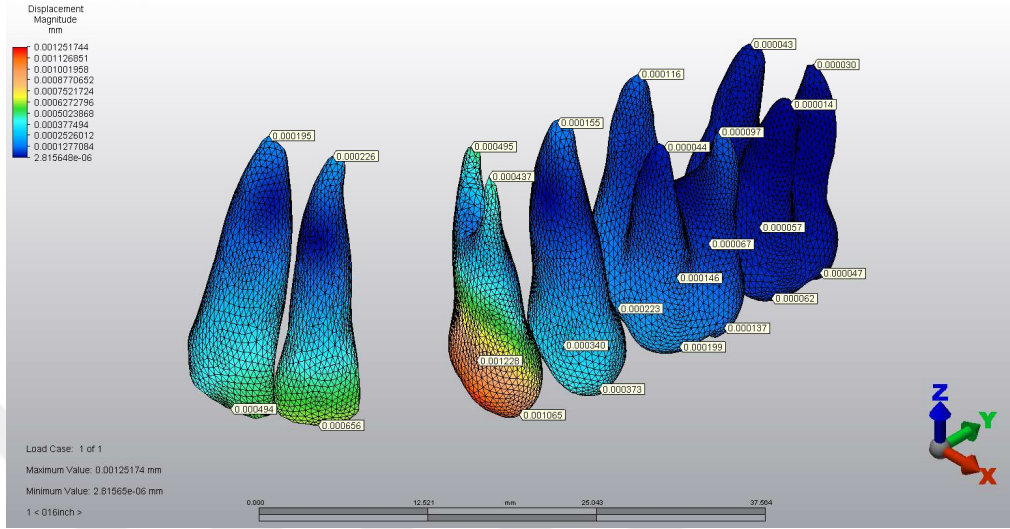
Tablo 6.6 Aynı Taraftaki Apikaller Toplam Yer Değiştirme Değerleri (mm)

	B60	B120	K60	K120
Santral	0,000195	0,00038	0,000153	0,000307
Lateral	0,000226	0,00044	0,000409	0,000822
1.premolarB.	0,000437	0,00084	0,000146	0,00029
1.premolar P.	0,000495	0,000946	0,000152	0,000325
2. Premolar	0,000155	0,000292	0,000114	0,000247
1.molar MB.	0,000044	0,000086	0,000024	0,00005
1.molar DB.	0,000097	0,000183	0,000057	0,000124
1.molar P.	0,000116	0,000218	0,000053	0,00012
2.molar MB.	0,000014	0,000029	0,000071	0,000146
2.molar DB.	0,00003	0,00059	0,000099	0,000206
2.molar P.	0,000043	0,000083	0,000091	0,00019

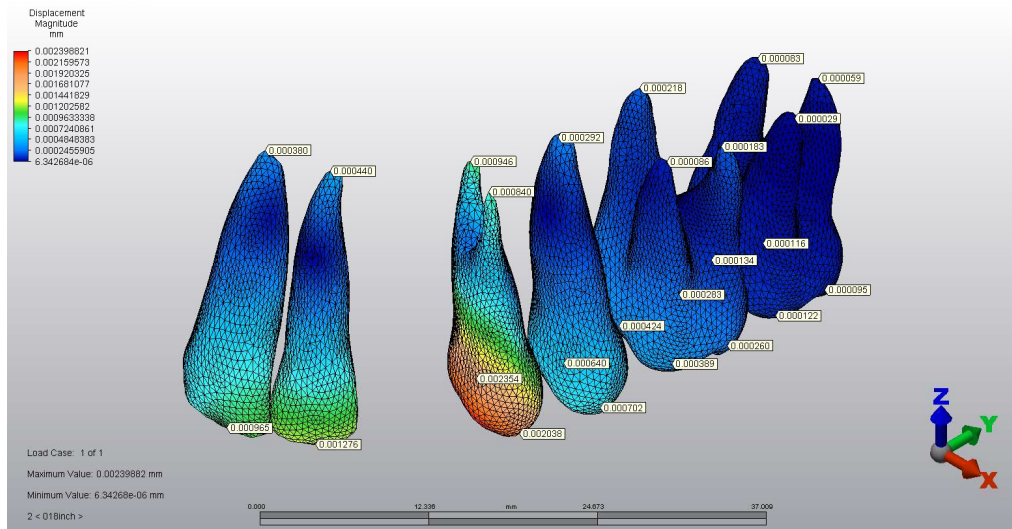


Şekil 6.5 Gömülü Diş Segmentindeki Maksiller Dişlerin Toplam Yer Değişimi

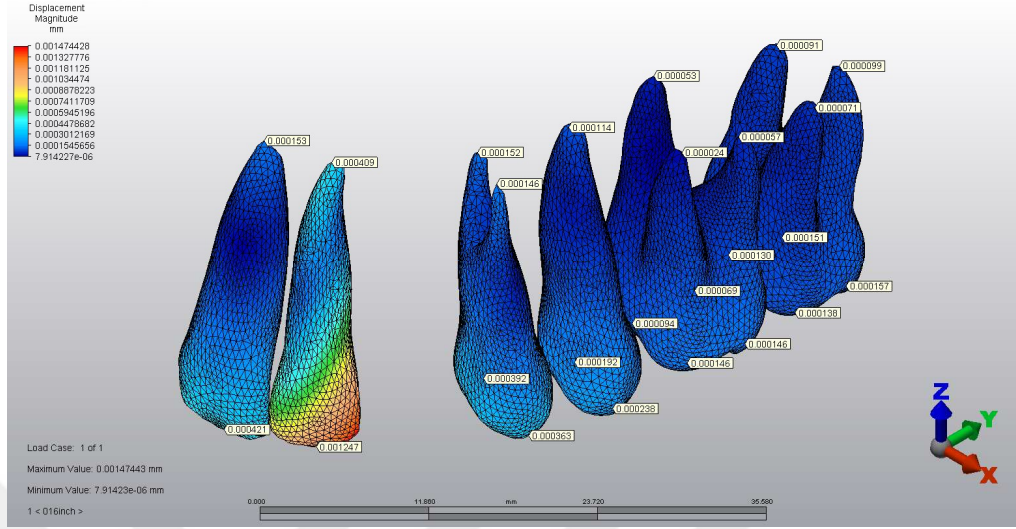
Gömülü diş segmentindeki dişlerin toplam yer değiştirme değerleri grafiksel gösterimi Şekil 6.5 'te yer almaktadır. B60 modelinde gömülü dişle aynı segmentte yer alan maksiller dişlerdeki toplam yer değiştirme görseli Şekil 6.6'da gösterilmiştir. Sırasıyla Şekil 6.7, Şekil 6.8 ve Şekil 6.9 da B120, K60 ve K120 modeli gömülü dişle aynı segmentte yer alan maksiller dişlerdeki toplam yer değiştirme görsellerini ifade etmektedir.



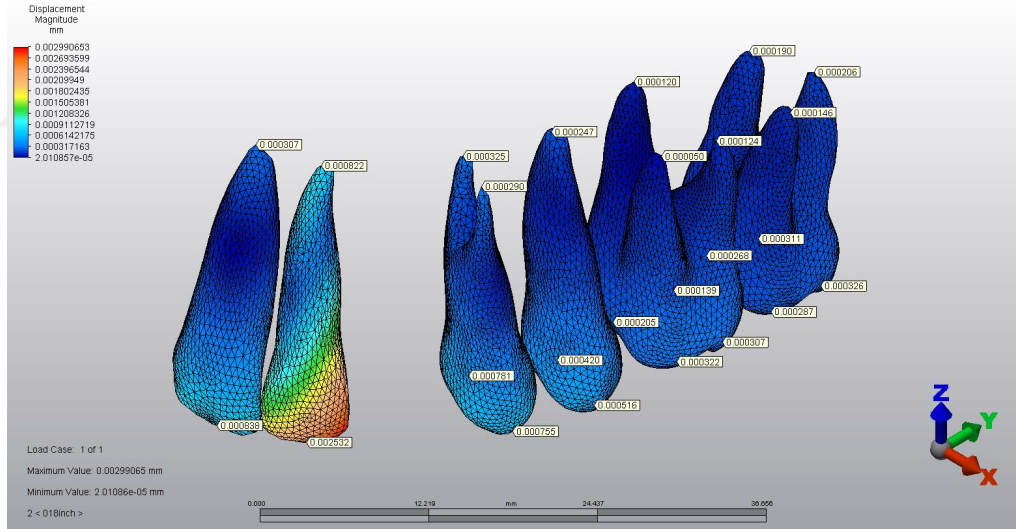
Şekil 6.6 B60 Modelinde Gömülü Dişle Aynı Segmentte Yer Alan Maksiller Dişlerdeki Toplam Yer Değiştirme Görseli



Şekil 6.7 B120 Modelinde Gömülü Dişle Aynı Segmentte Yer Alan Maksiller Dişlerdeki Toplam Yer Değiştirme Görseli



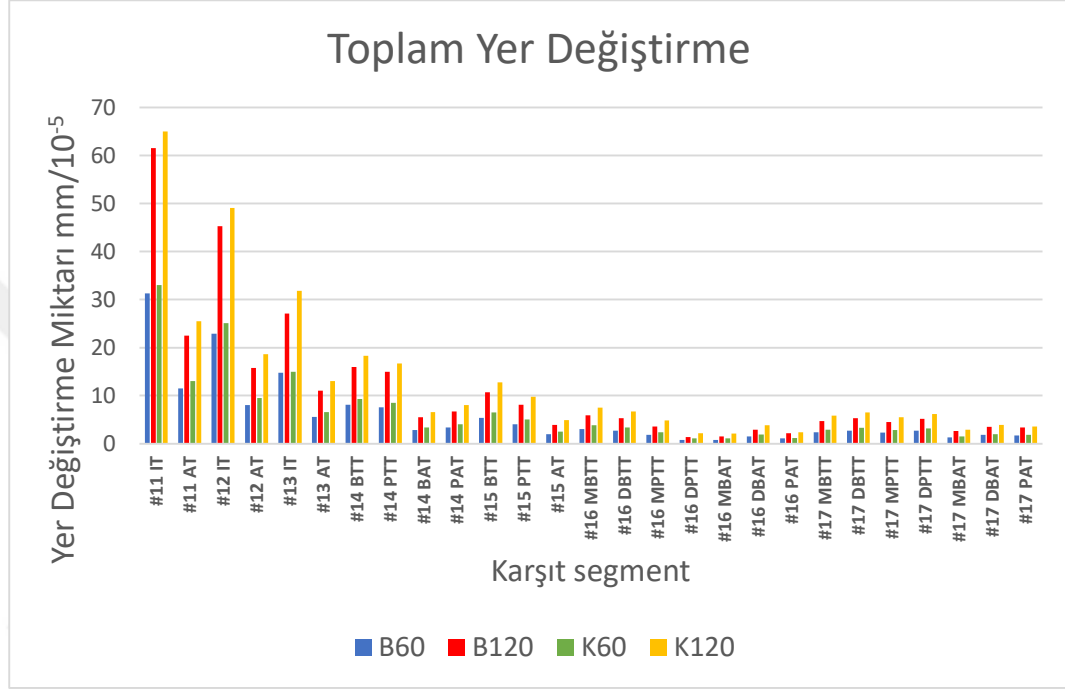
Şekil 6.8 K60 Modelinde Gömülü Dişle Aynı Segmentte Yer Alan Maksiller Dişlerdeki Toplam Yer Değiştirme Görseli



Şekil 6.9 K120 Modelinde Gömülü Dişle Aynı Segmentte Yer Alan Maksiller Dişlerdeki Toplam Yer Değiştirme Görseli

Toplam yer değiştirme miktarları değerlendirildiğinde karşıt segmentte yer değiştirme paterninin gömülü diş segmenti ile benzerlik gösterdiği görülmektedir. Yine gömülü diştan uzaklaştıkça hareket miktarı azalmakta, 17 numaralı dişte, 27 numaralı dişte olduğu gibi istisnai bir durum görülmektedir (Şekil 6.9) Kilroy spring modellerinde, her iki kuvvet grubunda, balista spring modellerine göre daha fazla yer

değiştirme tespit edilmiştir. 120 gr kuvvet uygulanan modellerde hareket miktarı, 60 gr kuvvet uygulanan modellerde ölçülen değer yaklaşık iki katı kadardır.



Şekil 6.10 Gömülü Dişin Karşit Segmentinde Maksiller Dişlerin Toplam Yer Değişimi

6.2.3. Sagittal yön yer değiştirme bulguları

Gömülü diş ile aynı segmentte yer alan dişlerin sagittal yön yer değiştirme miktarının değerlendirilmesi için; anterior dişler için +x distal yönü, -x mesial yönü, posterior dişler için +y distal yönü, -y mesial yönü ifade etmektedir. Karşılaştırmaların daha kolay yapılabilmesi açısından tablodaki tüm veriler düzenlenerek Tablo 6.7'de ve Tablo 6.8'de verilmiştir. Tüm dişler için + değerler mesial,- değerler distal yönü ifade etmektedir.

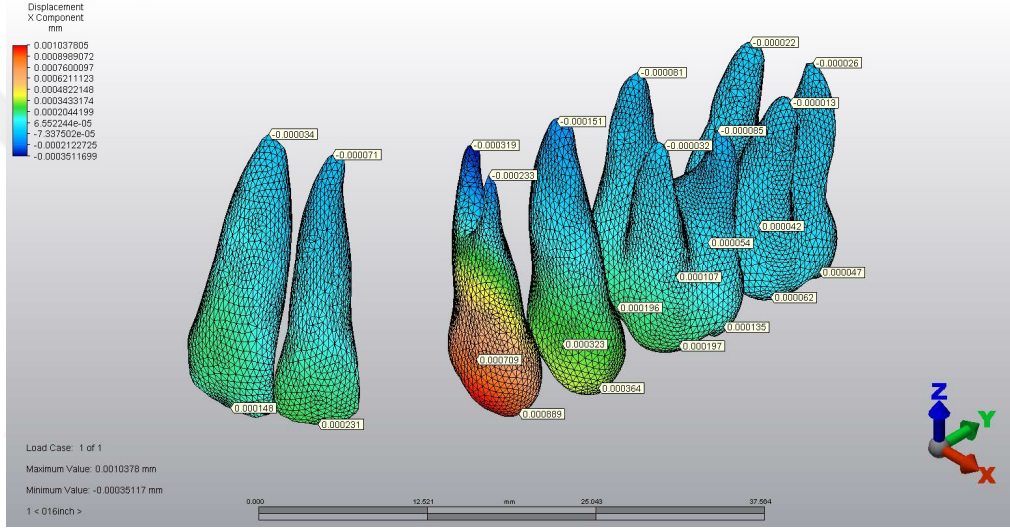
Tablo 6.7 Aynı Taraftaki İnsizaller (Tüberkül Tepeleri) X Yönü Yer Değiştirme Tablosu (mm)

	B60	B120	K60	K120
Santral	0,000148	0,000297	0,000379	0,000759
Lateral	0,000231	0,000994	0,001166	0,002339
1.premolarB.	0,000889	0,001691	-0,000175	-0,000427
1.premolarP.	0,000709	0,001345	-0,00017	-0,000402
2.premolarB.	0,000364	0,000683	-0,000203	-0,000448
2.premolarP.	0,000323	0,000606	-0,000174	-0,000384
1.molar MB.	0,000197	0,000386	-0,000068	-0,000149
1.molar DB.	0,000135	0,000257	-0,000015	-0,000042
1.molar MP.	0,000196	0,000371	-0,000067	-0,000155
1.molar DP.	0,000107	0,000205	-6,618E-07	-9,7293E-06
2.molar MB.	0,000062	0,00012	0,000028	0,000054
2.molar DB.	0,000047	0,000092	0,000031	0,00006
2.molar MP.	0,000054	0,000106	0,000027	0,000051
2.molar DP.	0,000042	0,000083	0,000029	0,000057

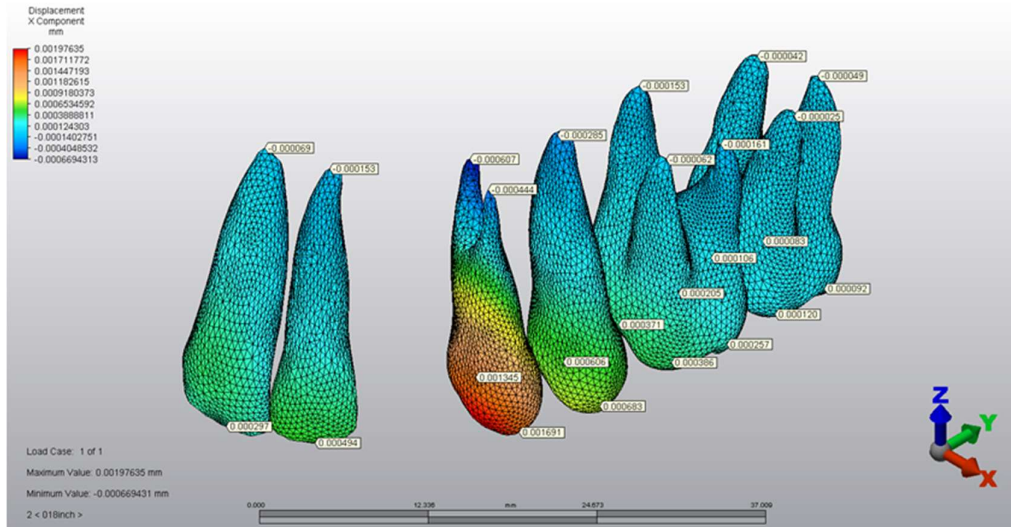
Tablo 6.8 Aynı Taraftaki Apikaller X Yönü Yer Değiştirme Tablosu (mm)

	B60	B120	K60	K120
Santral	-0,000034	-0,000069	-0,000129	-0,00026
Lateral	-0,000071	-0,000153	-0,000351	-0,000701
1.premolar B.	-0,000233	-0,000444	0,000038	0,000094
1.premolar P.	-0,000319	-0,000607	0,000052	0,00013
2. Premolar	-0,000151	-0,000285	0,000099	0,000212
1.molar MB.	-0,000032	0,000062	-4,5E-06	-7,1E-06
1.molar DB.	-0,000085	-0,000161	0,000037	0,000083
1.molar P.	-0,000081	-0,000153	0,000028	0,000064
2.molar MB.	-0,000013	-0,000025	7,59E-06	0,000017
2.molar DB.	-0,000026	-0,000049	0,00001	0,000024
2.molar P.	-0,000022	-0,000042	6,52E-06	0,000016

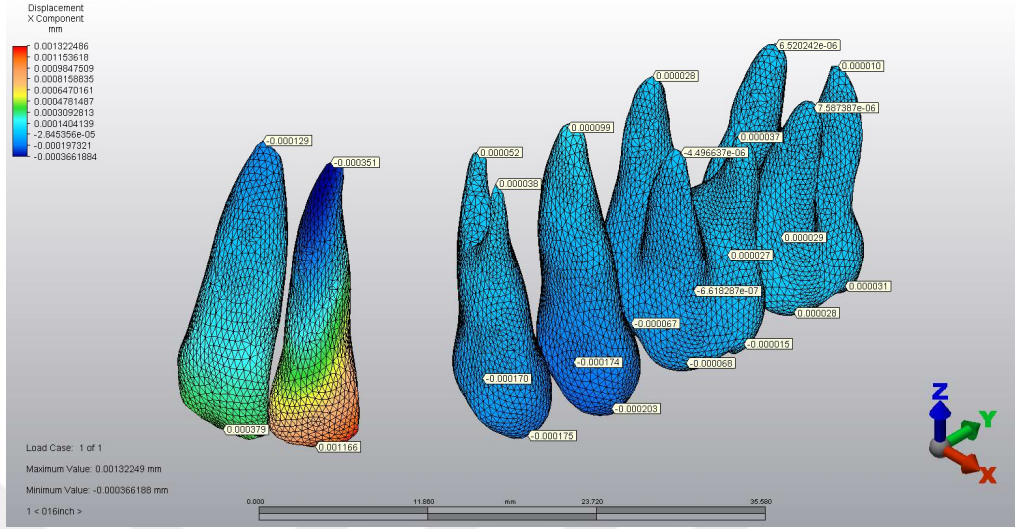
Gömülü diş komşu 22 numaralı diş kronu distale, kökü mesiale yer değiştirmiş ve en büyük hareket kilroy gruplarında meydana gelmiştir. Sagittal yönde en çok yer değiştiren diş tüm maksiller arkta 22 numaralı diş olmuştur. 21 numaralı diş, 22 numaralı diş ile benzer hareket paternini sergilemekle birlikte hareket miktarı daha düşüktür. B60 modelinde (Şekil 6.11), B120 modelinde (Şekil 6.12), K60 modelinde (Şekil 6.13), K120 modelinde (Şekil 6.14) X yönü yer değiştirme görseli ifade edilmiştir.



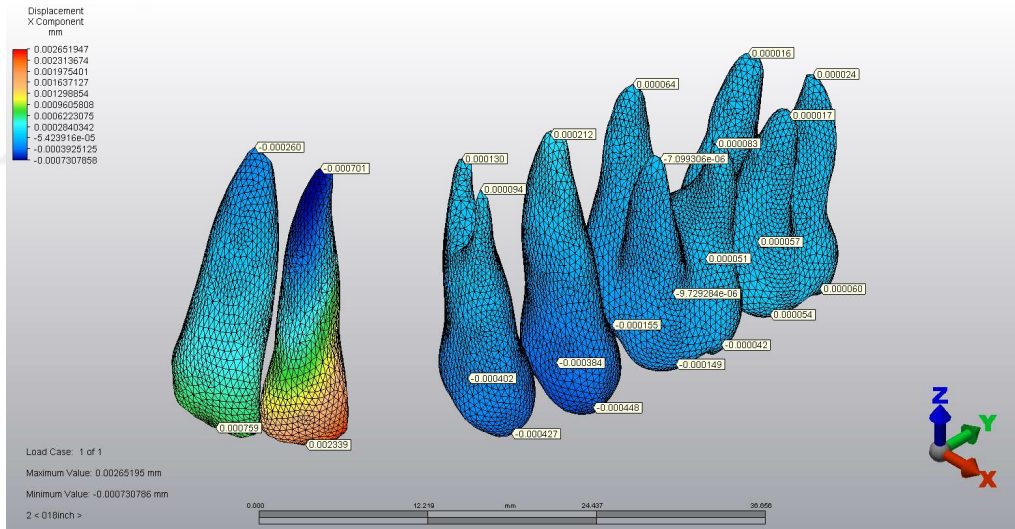
Şekil 6.11 B60 modelinde X yönü yer değiştirme görseli



Şekil 6.12 B120 Modelinde X Yönü Yer Değiştirme Görseli



Şekil 6.13 K60 Modelinde X Yönü Yer Değiştirme Görseli



Şekil 6.14 K120 Modelinde X Yönü Yer Değiştirme Görseli

Gömülü dişin distal komşusu olan 24 numaralı diş, 22 numaralı dişin hareket paterninin tam tersini sergilemiş, kron mesiale, kök distale hareket etmiştir. 24 numaralı diş için hareketin en yüksek miktarda görüldüğü modeller balista modelleridir. Temelde komşu dişler, gömülü diş boşluğuna devrilme eğilimi göstermiş, 25 numaralı diş ve posteriorunda yer alan dişler mesiale hareket etmiştir.

Yalnızca 26 numaralı diş apeksleri farklı modellerde değişen miktarlarda distale yönelmiştir. En düşük hareket miktarı 27 numaralı dişte ölçülmüştür.

Karşı segmentin sagittal yön yer değişimi +x değerleri anterior dişler için mesial, -x distal yönü. posterior dişler için +y distal yönü, -y mesial yönü ifade etmektedir. Karşı segmentin sagittal yer değiştirme miktarları göz önüne alındığında, kilroy modellerinde daha fazla olmak üzere, kuvvet miktarının artması ile hareket miktarı daha homojen artış göstermiştir. En çok etkilenen 11 numaralı diş ve ardından 12 numaralı diş kronu mesiale, kökü distale, 13 ve 14 numaralı dişler ise ters yönde hareket etmiştir. İkinci premolar ve distalindeki dişler, 16 numaralı diş palatinal apeks hariç, mesiale yönelmiştir (Tablo 6.9).

Tablo 6.9 Karşı Taraftaki İnsizaller (Tüb. Tepeleri) X Yönü Yer Değiştirme Tablosu (Mm)

	B60	B120	K60	K120
Santral	0,000199	0,000392	0,000245	0,00048
Lateral	0,00018	0,000357	0,000201	0,000393
Kanin	0,000129	0,000236	0,000134	0,000282
1.PREMOLAR B.	0,000079	0,000157	0,000092	0,00018
1.PREMOLAR P.	0,000068	0,000134	0,000079	0,000154
2.PREMOLAR B.	0,00005	0,000099	0,00006	0,000118
2.PREMOLAR P.	0,00004	0,00008	0,000049	0,000096
1.MOLAR MB.	0,000018	0,000035	0,000023	0,000045
1.MOLAR DB.	5,06E-06	0,00001	8,10484E-06	0,000016
1.MOLAR MP.	0,000017	0,000034	0,000022	0,000044
1.MOLAR DP.	7,56E-07	1,52E-06	0,00000288	5,7783E-06
2.MOLAR MB.	-6,48E-06	-0,000013	-5,60495E-06	-0,000011
2.MOLAR DB.	-0,000007	-0,000014	-6,21934E-06	-0,000012
2.MOLAR MP.	-6,02E-06	-0,000012	-5,26195E-06	-0,00001
2.MOLAR DP.	-6,55E-06	-0,000013	-5,85106E-06	-0,000011

6.2.4. Horizontal yön yer değiştirme

Gömülü diş ile aynı segmentte yer alan dişlerin horizontal yön yer değiştirme miktarının değerlendirilmesi için; anterior dişler için +y palatinal yönü, -y bukkal yönü, posterior dişler için +y distal yönü, -y mesial yönü ifade etmektedir.

Karşılaştırmaların daha kolay yapılabilmesi açısından aynı taraftaki insizaller (tüb. tepeleri) ve apikaller Y yönü yer değiştirme tablosu Tablo 6.10 ve Tablo 6.11’de gösterilmiştir.

Tablo 6.10 Aynı Taraftaki İnsizaller (Tüb. Tepeleri) Y Yönü Yer Değiştirme Tablosu (Mm)

	B60	B120	K60	K120
Santral	0,000466	0,000909	0,00018	0,000347
Lateral	0,000614	0,001176	-0,000441	-0,000965
1.premolar B.	-0,000582	-0,00113	-0,000317	-0,000622
1.premolar P.	-0,000952	-0,001837	-0,000347	-0,000653
2.premolar B.	-0,000036	-0,000076	-0,000124	-0,000256
2.premolar P.	-0,00099	-0,000193	-0,000057	-0,000114
1.molar MB.	-1,117E-06	-0,000034	-0,000129	-0,000286
1.molar DB.	6,45E-06	3,1552E-06	-0,000143	-0,000299
1.molar MP.	-0,000092	-0,000179	-0,000063	-0,000125
1.molar DP.	-0,000081	-0,000159	-0,000068	-0,000138
2.molar MB.	-5,751E-06	-0,000019	-0,000127	-0,000265
2.molar DB.	-5,891E-06	-0,000019	-0,000129	-0,000269
2.molar MP.	-0,000026	-0,000057	-0,000114	-0,000235
2.molar DP.	-0,000024	-0,000053	-0,000117	-0,000243

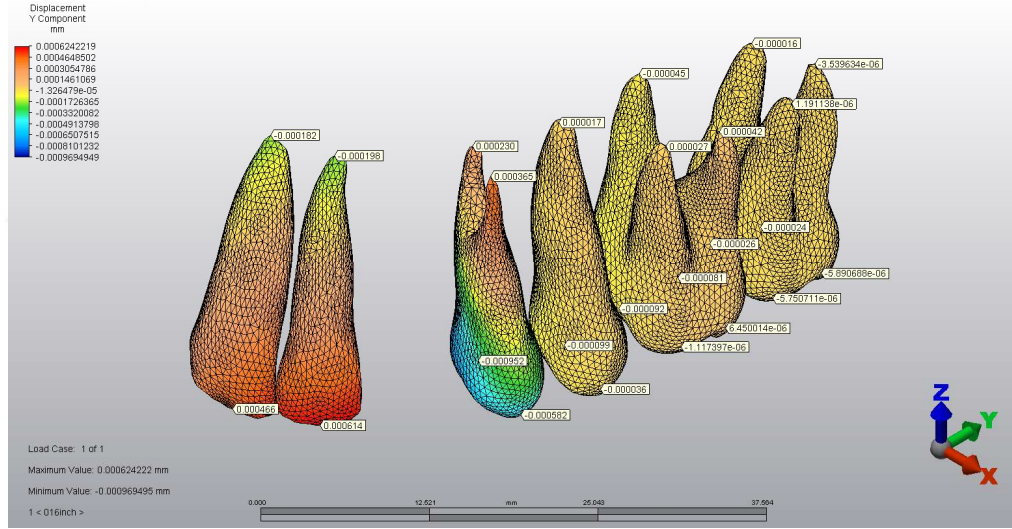
Tablo 6.11 Aynı Taraftaki Apikaller Y Yönü Yer Değiştirme Tablosu (Mm)

	B60	B120	K60	K120
Santral	-0,000182	-0,000356	-0,000082	-0,000163
Lateral	-0,000198	-0,00038	0,000065	0,000168
1.premolar B.	0,000365	0,000706	0,000125	0,000239
1.premolar P.	0,00023	0,000449	0,000122	0,000244
2. Premolar	0,000017	0,000035	0,000013	0,000028
1.molar MB.	0,000027	0,000052	-0,000024	-0,000049
1.molar DB.	0,000042	0,000079	-0,000036	-0,000077

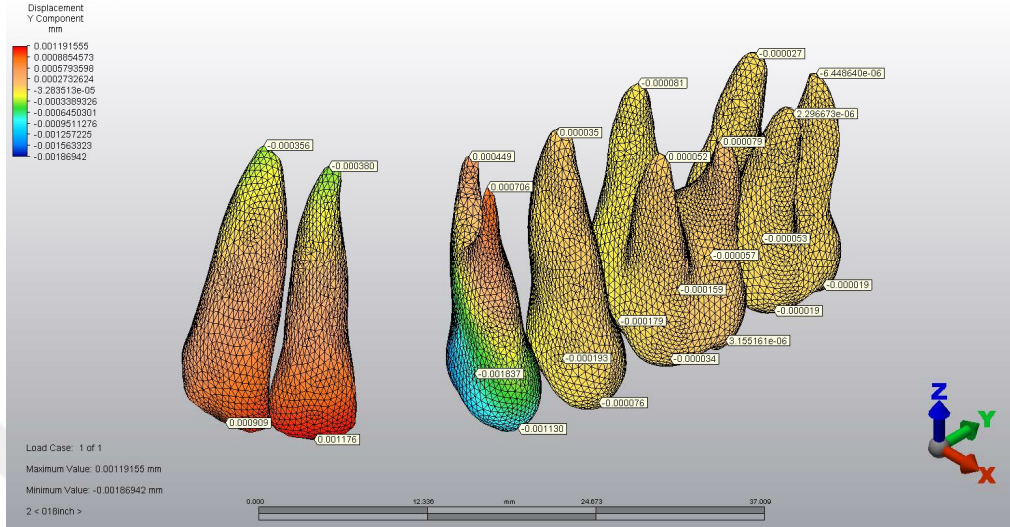
Tablo 6.11 (Devam)

	B60	B120	K60	K120
1.molar P.	-0,000045	-0,000081	0,000045	0,000099
2.molar MB.	1,191E-06	2,3E-06	-0,000012	-0,000025
2.molar DB.	-3,54E-06	-6,45E-06	-7,3E-06	-0,000014
2.molar P.	-0,000016	-0,000027	-6,38E-07	-5,36E-07

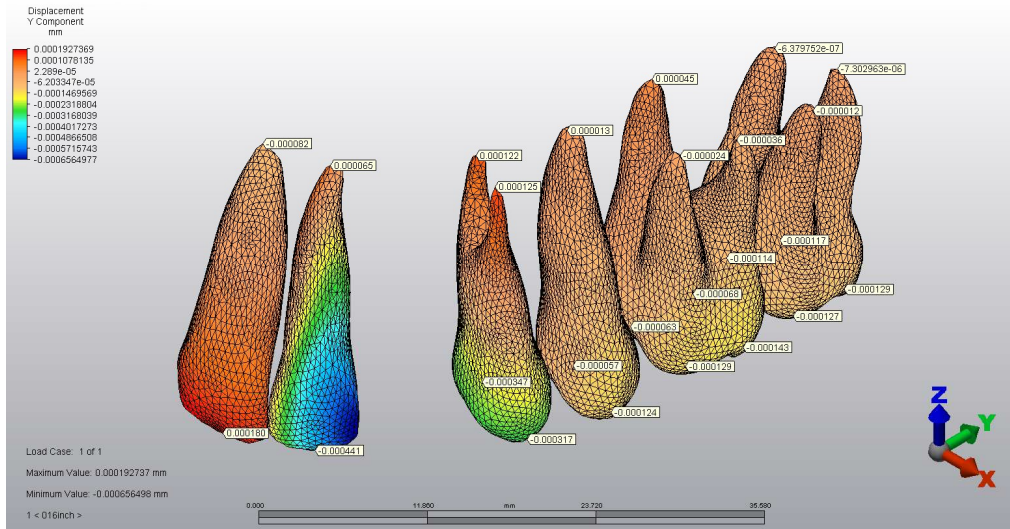
B60 modelinde Y yönü yer değiştirme görseli Şekil 6.15'te verilmiştir. Yine sırasıyla B120, K60 ve K120 modellerinde Y yönü yer değiştirme görselleri de Şekil 6.16, Şekil 6.17 ve Şekil 6.18'de verilmiştir.



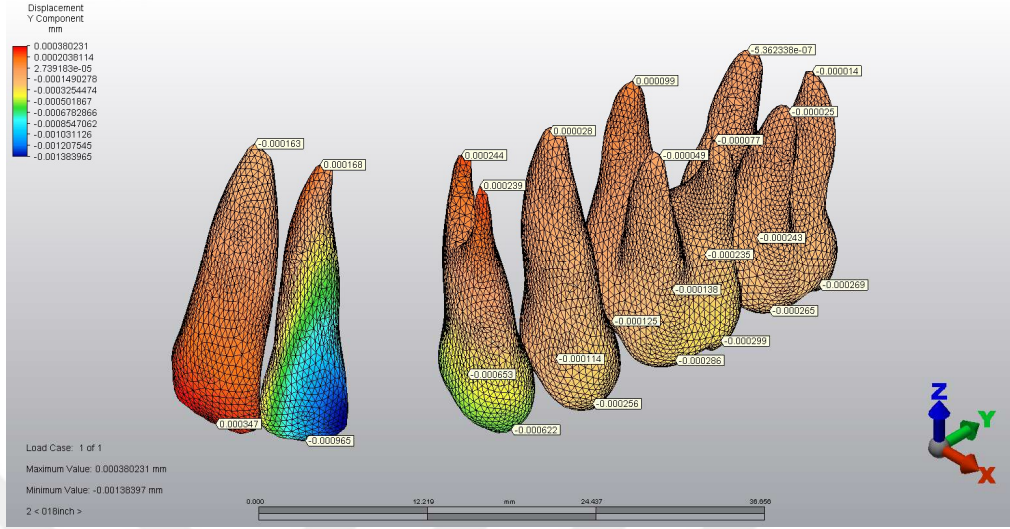
Şekil 6.15 B60 Modelinde Y Yönü Yer Değiştirme Görseli



Şekil 6.16 B120 Modelinde Y Yönü Yer Değiştirme Görseli



Şekil 6.17 K60 Modelinde Y Yönü Yer Değiştirme Görseli



Şekil 6.18 K120 modelinde Y yönü yer değiştirme görseli

Kilroy spring modellerinde sadece santral dişlerin insizalleri palatinala yer değiştirme göstermiş olup diğer tüm değerler kesici kenarların meziale yer değiştirdiğini ifade etmektedir. Kilroy springlerin her ikisinde de 22 numaralı dişlerin insizal kenarları hafif bukkale yer değiştirmiştir. Bu sonucun tork kontrolü ile ilgili olduğu düşünülmektedir. Ballista spring modellerinde ise 21 ve 22 numaralı dişlerin kesici kenarları palatinala ve 26 numaralı dişin distobukkal tüberkülü distale yer değiştirmiştir. Diğer dişlerin kesici kenarlarının meziale yer değiştirdiği gözlenmektedir. (Şekil 6.17 ve Şekil 6.18) Kilroy spring modellerinde tüm posterior dişler bukkale yer değiştirmiştir. Ballista modellerinde ise posterior da bir istisna hariç bukkal yönde yer değiştirme görülmüştür. Bu istisna 26 numaralı dişin distobukkal tüberkül tepesinde palatinala yer değiştirme olarak gözlemlenmiştir.

Karşıt segmentin horizontal yön yer değişimi için, anterior dişler için +y palatinal yönü, -y bukkal yönü ifade etmektedir. posterior dişler için +x palatinal yönü, -x bukkal yönü ifade etmektedir. Gömülü dişin olmadığı karşıt segment dişlerde ölçtüğümüz yer değiştirme değerleri beklediğimiz üzere gömülü dişle aynı segmentteki komşu dişlerin değerlerinden çok daha düşük değerlerdedir. Dört model ölçümleri incelendiğinde 11 ve 12 numaralı dişlerin her birinin insizalinde palatinala yer değiştirme gösterilmektedir. 15 ve 16 numaralı dişler ise meziale yön değiştirme görülmüştür. Kilroy modellerin ikisinde de 14 numaralı dişin bukkal tüberkül tepeleri

meziale yer değiştirmiştir, balistalarda ise distale yer değiştirdiği gözlenmektedir. (Tablo 6.12).

Tablo 6.12 Karşı Taraftaki İnsizaller (tb tepeleri) Y Yönü Yer Değiştirme Tablosu (mm)

	B60	B120	K60	K120
Santral	0,00023	0,00045	0,000207	0,000411
Lateral	0,000134	0,000264	0,000141	0,000277
Kanin	0,000068	0,000122	0,000062	0,000137
1.PREMOLAR B.	7,58E-07	1,05E-06	-5,4599E-06	-0,000011
1.PREMOLAR P.	0,000031	0,000061	0,000027	0,000052
2.PREMOLAR B.	-0,000019	-0,000037	-0,000024	-0,000047
2.PREMOLAR P.	-2,81E-06	-5,04E-06	-5,66725E-06	-0,000011
1.MOLAR MB.	-0,000024	-0,000047	-0,00003	-0,00006
1.MOLAR DB.	-0,000025	-0,00005	-0,000032	-0,000063
1.MOLAR MP.	-5,2E-06	-9,83E-06	-8,58951E-06	-0,000017
1.MOLAR DP.	-6,85E-06	-0,000013	-0,000011	-0,000021
2.MOLAR MB.	-0,000021	-0,000041	-0,000027	-0,000054
2.MOLAR DB.	-0,000021	-0,000042	-0,000028	-0,000054
2.MOLAR MP.	-0,000019	-0,000037	-0,000025	-0,000048
2.MOLAR DP.	-0,000019	-0,000038	-0,000025	-0,00005

6.2.5. Vertikal Yn Yer Değiştirme

Gömülü diş ile aynı segmentte yer alan dişlerin vertikal yn yer değiştirme miktarının değerlendirilmesi için; +z intruzyon hareketini, -z ise ekstruzyon hareketini göstermektedir. Karşılaştırmaların daha kolay yapılabilmesi açısından Tablo 6.13 ve Tablo 6.14 oluşturulmuştur.

Tablo 6.13 Aynı Taraftaki İnsizaller (Tüb Tepeleri) Z Yönü Yer Değiştirme Tablosu

	B60	B120	K60	K120
Santral	-0,000069	-0,000136	-0,000032	-0,000073
Lateral	-0,00002	-0,000033	0,000037	0,000099
1.premolar B.	0,00007	0,000137	0,000025	0,000042
1.premolar P.	-0,000314	-0,000597	0,000064	0,000149
2.premolar B.	0,000075	0,000145	-5,148E-06	-0,000012
2.premolar P.	-0,00004	-0,000071	0,000057	0,000124
1.molar MB.	0,000026	0,000034	5,2771E-07	-7,7346E-06
1.molar DB.	0,000022	0,000041	-0,000027	-0,000056
1.molar MP.	-0,000054	-0,0001	0,000021	0,000049
1.molar DP.	-0,000059	-0,000113	-0,000011	-0,000018
2.molar MB.	2,969E-07	-1,723E-06	-0,000047	0,000097
2.molar DB.	-3,061E-06	-0,000011	-0,000084	-0,000174
2.molar MP.	-0,000029	-0,000059	-0,000058	-0,000118
2.molar DP.	-0,000029	-0,000061	-0,000091	-0,000186

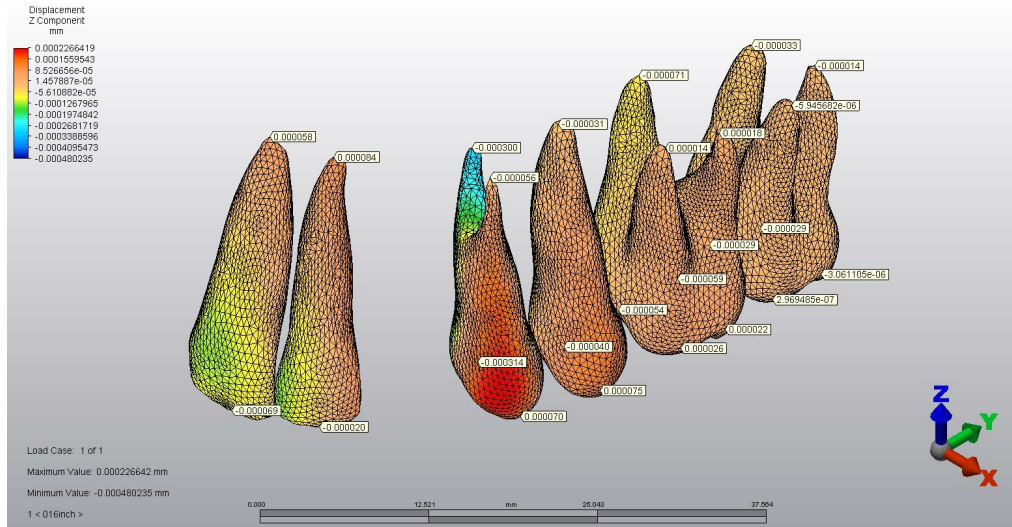
Tablo 6.14 Aynı Taraftaki Apikaller Z Yönü Yer Değiştirme Tablosu (Mm)

	B60	B120	K60	K120
Santral	0,000058	0,000114	9,68E-06	7,74E-06
Lateral	0,000084	0,00016	-0,0002	-0,000395
1.premolar B.	-0,000056	-0,000102	0,000065	0,000135
1.premolar P.	-0,0003	-0,000569	0,000075	0,000171
2. Premolar	-0,000031	-0,000054	0,000056	0,000122
1.molar MB.	0,000014	0,000028	3,22E-06	7,83E-06
1.molar DB.	0,000018	0,000033	-0,000024	-0,000051
1.molar P.	-0,000071	-0,000134	7,73E-06	0,000023
2.molar MB.	-5,946E-06	-0,000015	-0,000069	-0,000143
2.molar DB.	-0,000014	-0,000032	-0,000098	-0,000204
2.molar P.	-0,000033	-0,000066	-0,000091	-0,000189

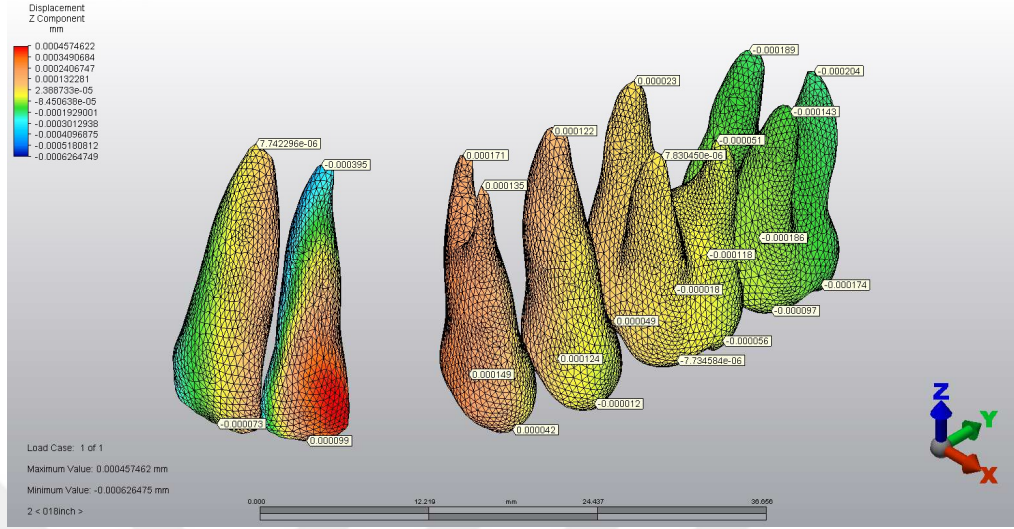
Kilroy spring modellerinin her ikisinde de en fazla kök hareketi 22 nolu dişte ekstrüviz yönde gözlenmiş olup en fazla tüberkül tepesi hareketi ise 27 nolu dişin distopalatinal tüberkül tepelerinde yine ekstrüviz yönde gözlenmiştir. Kilroy spring modellerinde 120 gr kuvvet uygulanan dördüncü modelde en az kök hareketi 21 nolu dişin kök apeksinde intrüviz yönde gözlenirken 60 gr uygulanan kilroy modeli olan üçüncü modelde ise en az hareket 26 numaralı dişin meziobukkal kök apeksinde intrüviz yönde ölçülmüştür (Şekil 6.21 ve Şekil 6.22). Bu farklılık kuvvet ile ilişkilendirilmiş ancak yeterli değildir.

Ballista modellerinde ise kilroy modellerinden farklı olarak en fazla yer değiştirme hareketleri 1.premolar dişin palatinal tüberkül ve de kök apeksinde ekstrüzyon olarak gözlenmiş ve tutarlı sonuçlar göstermiştir. En az yer değiştirme hareketi ise 27 numaralı dişin meziobukkal kök ve tüberkül tepelerinde gerçekleşmiştir (Şekil 6.19 ve Şekil 6.20)

Her iki modelde de kök ekstrüviz yönde hareket etmiştir. Karşıt segmentin vertikal yön yer değişimi için, +z intrüzyon, -z ise ekstrüviz yön değerlerini göstermektedir.



Şekil 6.19 B60 Modelinde Z Yönü Yer Değiştirme Görseli



Şekil 6.22 K120 Modelinde Z Yönü Yer Değiştirme Görseli

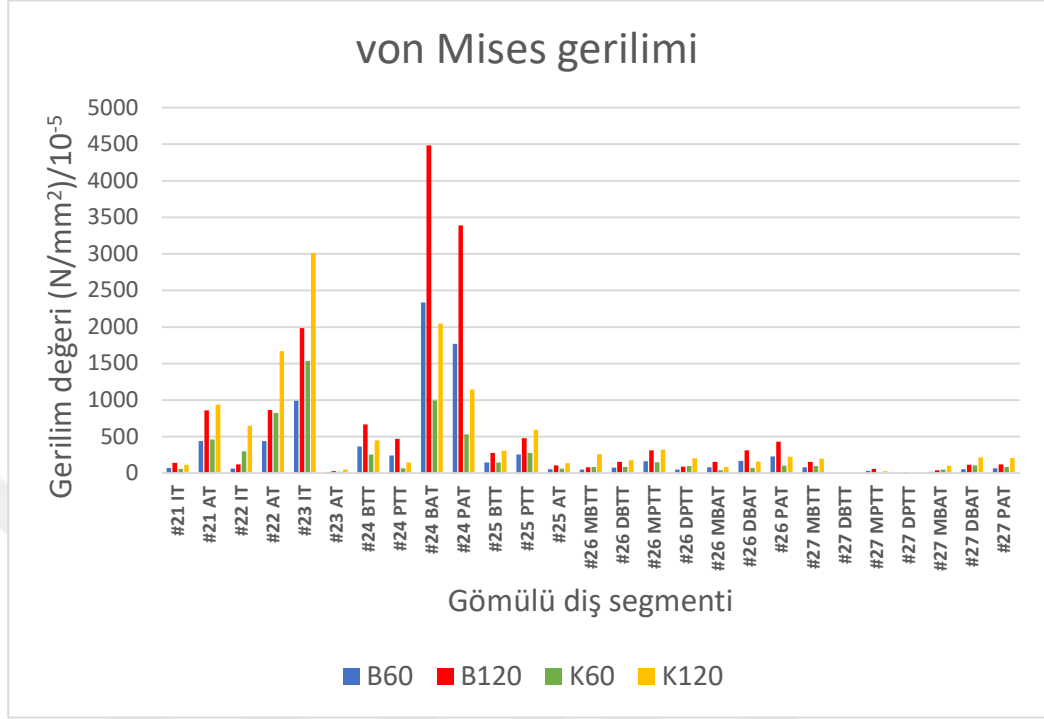
Gömülü dişin olmadığı karşıt segment dişlerde ölçtüğümüz yer değiştirme değerleri kilroy model ölçümleri incelendiğinde Tablo 6.15 en fazla 14 numaralı dişin kök apekslerinde intrüzyon hareketi ve santral dişlerin insizallerinde ekstrüzyon hareketi görülmüştür ve her iki modelde de aynı dişlerde aynı hareketler gözlenmiştir. Kuvvet artışına bağlı olarak hareket miktarı K120 modelinde daha fazla ölçülmüştür. En az hareket ise 16 numaralı dişin distobukkal tüberkül tepesinde ve 14 numaralı dişin bukkal kök apeksinde ekstrüzyon yönde ölçülmüştür. Ballista modellerin karşıt arkları incelendiğinde ise en fazla hareket her iki modelde de 11 numaralı dişin insizalinde ekstrüzyon yönde ölçülmüştür. Apekslerdeki hareketlere bakıldığında en fazla hareket 60 gr lık ballista (B60) 14 numaralı dişin palatinal apeksinde intrüzyon yönde gözlenirken 120 gr lık ballista (B120) 17 numaralı dişin distobukkal kök apeksinde ekstrüzyon yönde ölçülmüştür. Yine karşıt arklarda ballista modelleri karşılaştırıldığında ballista 60 gr lık model (B60) en az yer değiştirmelerde ekstrüzyon yönde değerler gösterirken 120 gr lık modelde (B120) en az yer değiştirmeler intrüzyon yöndedir. Apey dizaynı aynı olduğu halde kuvvet değiştikçe karşıt arka daha fazla intrüzyon yönde etkiden söz edebiliriz.

Tablo 6.15 Karşı Taraftaki İnsizaller (Tüb Tepeleri) Z Yönü Yer Değiştirme Tablosu (Mm)

	B60	B120	K60	K120
Santral	-0,000079	-0,000144	-0,000079	-0,000152
Lateral	-0,00005	-0,000092	-0,00005	-0,000097
Kanin	-0,000027	-0,000051	-0,000027	-0,000053
1.PREMOLAR B.	-0,000015	-0,000029	-0,000015	-0,000029
1.PREMOLAR P.	0,000016	0,000031	0,00002	0,000039
2.PREMOLAR B.	-8,54E-06	-0,000017	-8,54364E-06	-0,000017
2.PREMOLAR P.	0,00001	0,000014	0,00001	0,00002
1.MOLAR MB.	-3,53E-06	-7,98E-06	-3,52502E-06	-6,937E-06
1.MOLAR DB.	-7,39E-06	-0,000014	-7,39006E-06	-0,000015
1.MOLAR MP.	4,33E-06	3,22E-06	4,32931E-06	8,5763E-06
1.MOLAR DP.	-9,38E-07	-5,18E-06	-9,37963E-07	-1,757E-06
2.MOLAR MB.	-9,66E-06	-0,000018	-9,65825E-06	-0,000019
2.MOLAR DB.	-0,000017	-0,00003	-0,000017	-0,000033
2.MOLAR MP.	-0,000012	-0,000023	-0,000012	-0,000023
2.MOLAR DP.	-0,000018	-0,000034	-0,000018	-0,000035

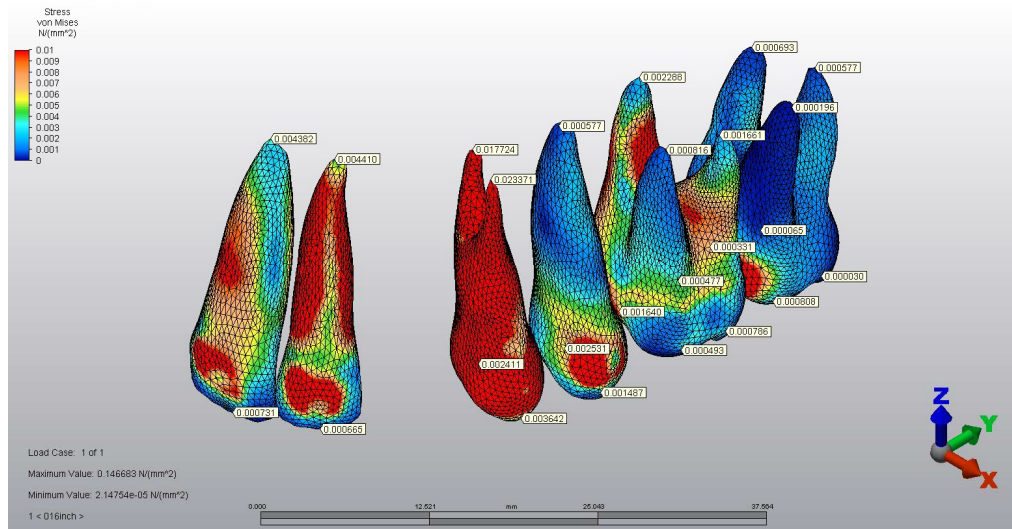
6.3. Von mises stres değerlerine ait bulgular

Von mises stres değerleri gömülü kanin dişin olduğu segmentte dişlerin insizalleri ya da tüberkül tepeleri ve de apikalleri olarak ölçülmüş Şekil 6.23 gösterilmiştir. Grafikten de anlaşılacağı üzere ballista modellerinde en fazla stres değeri 1.premolar dişin palatinal tüberkül tepelerinde kilroy modellerinde ise en fazla stres değerlerinin komşu lateral dişlerin insizal kenarlarında ölçüldüğü gözlenmektedir. Apikal streslere bakıldığında ise 4 modelin hepsinde en fazla stres yoğunlaşması 1.premolar dişin bukkal kök apeksinde ölçülmektedir. Stres değerlerinin az ölçüldüğü dişler ise ballista ve kilroy modellerinde kendi içinde farklılık göstermiştir. Ballistanın her 2 modelinde de 2.molar dişte en az değerler ölçülürken kilroy spring modellerinde ise 1.molar dişlerde en az değerler ölçülmüştür.

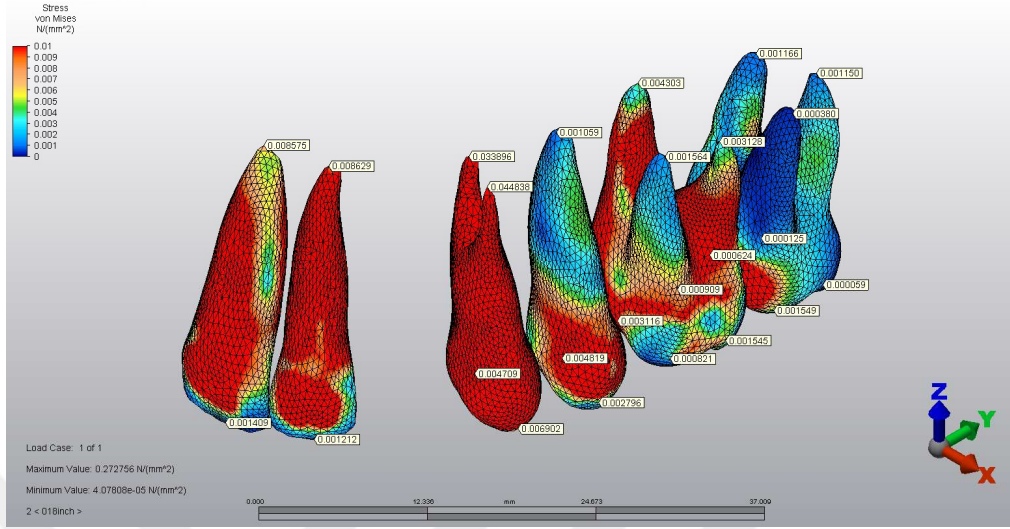


Şekil 6.23 Gömülü Diş Segmentindeki Maksiller Dişlerin Von Mises Gerilim Değerleri (Bkz. Kısaltmalar listesi (Şekildeki kısaltmalar için))

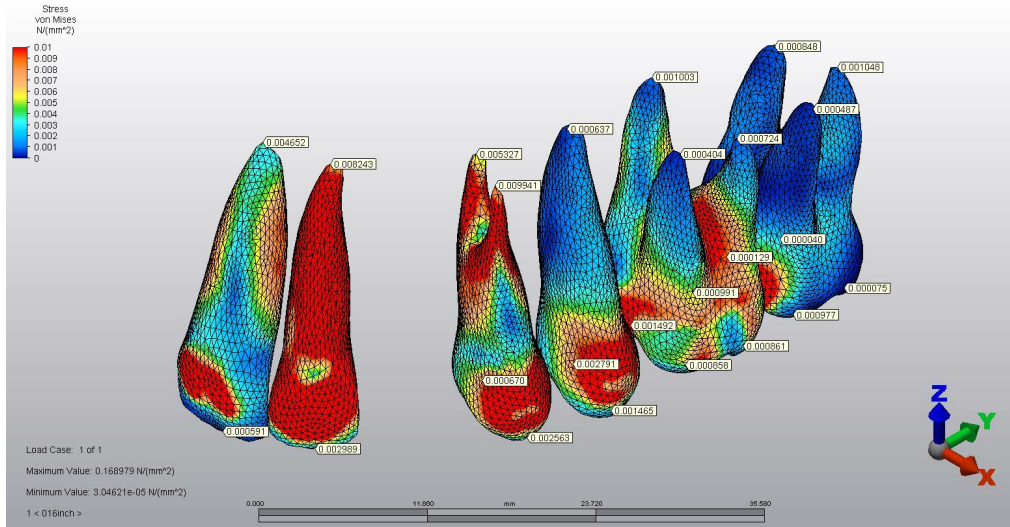
Von Mises stres değerlerinin görselleri de sırasıyla B60 modeli Gömülü Diş Segmentindeki Von Mises Stres Değerleri Görseli Şekil 6.24, B120 modeli Şekil 6.25, K60 modeli Şekil 6.26, K120 modeli Şekil 6.27 ' de gösterilmiştir.



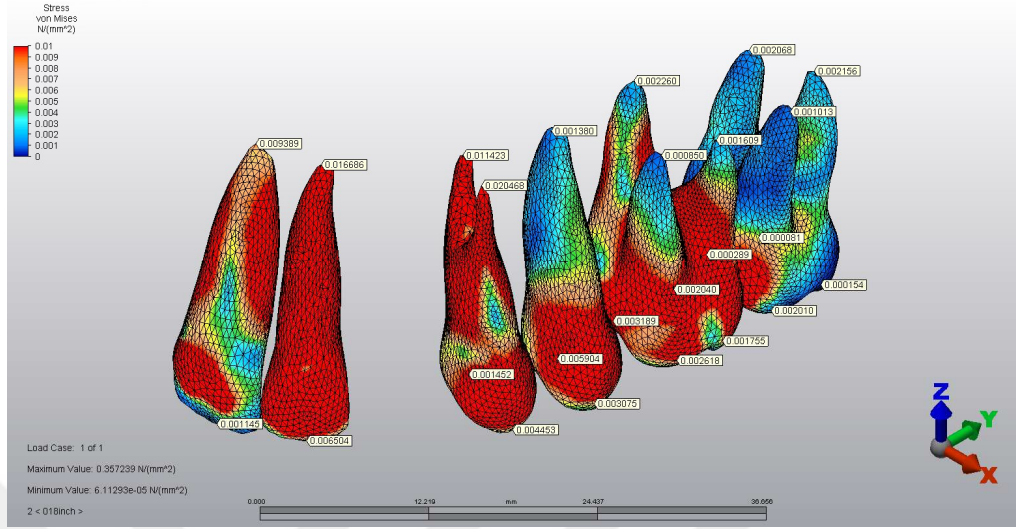
Şekil 6.24 B60 modeli Gömülü Diş Segmentindeki Von Mises Stres Değerleri Görseli



Şekil 6.25 B120 Modeli Gömülü Dış Segmentindeki Von Mises Stres Değerleri Görseli

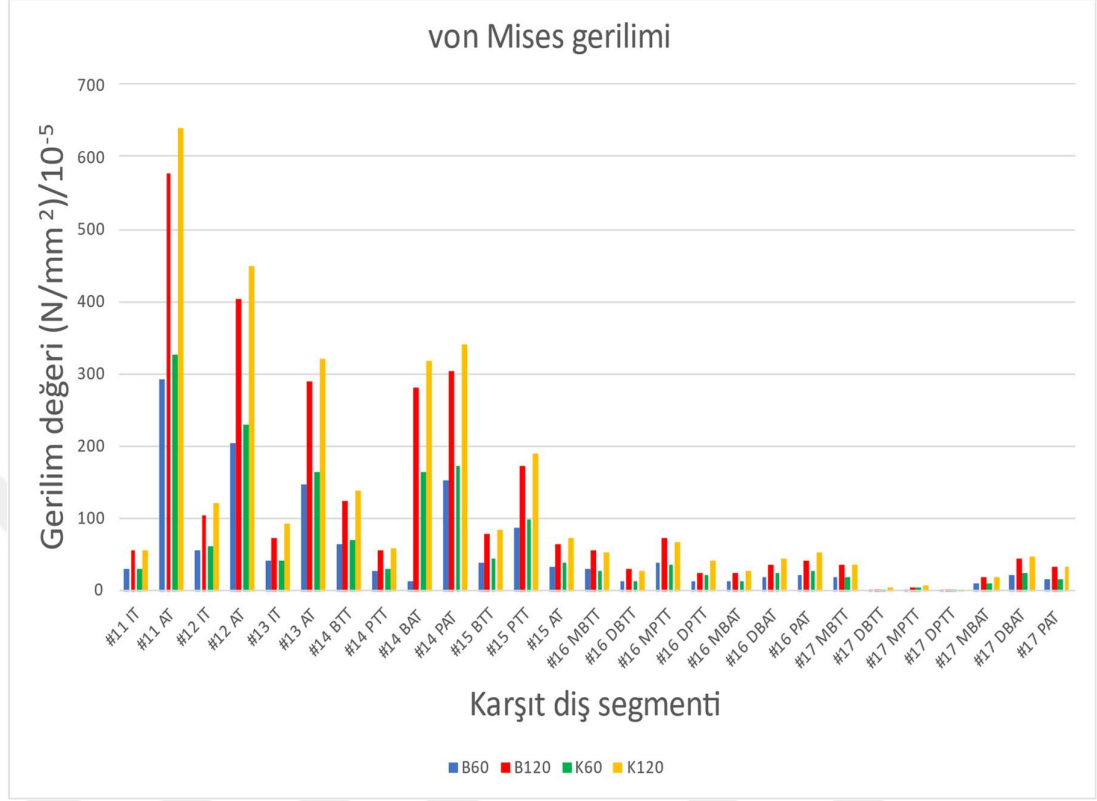


Şekil 6.26 K60 Modeli Gömülü Dış Segmentindeki Von Mises Stres Değerleri Görseli



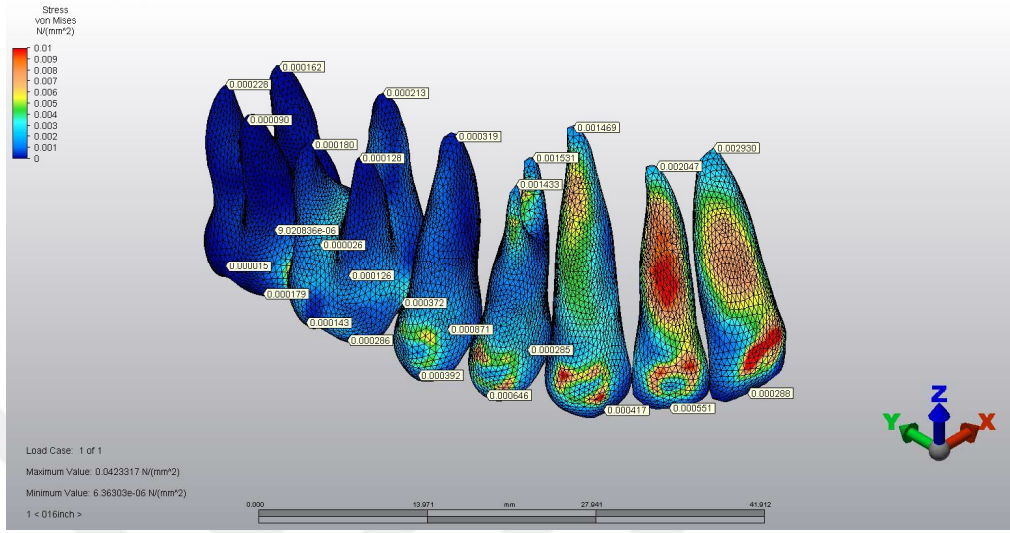
Şekil 6.27 K120 modeli Gömülü Diş Segmentindeki Von Mises Stres Değerleri Görseli

Karşıt arktaki dişlerin stres değerlerine bakıldığında karşıt arka aktif kuvvet uygulanmasa da von mises değerleri gerilmenin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bilgi verecektir (Şekil 6.28). Karşıt ark dişlerde en fazla von mises stres değerleri 4 modelde de aynı dişte ölçülmüştür. Karşıt arkın 2.premolar dişin palatinal tüberkül tepesinde en fazla stres ölçülmüştür. En az değer ise her modelde yine aynı diş olup 2.molar dişin distopalatinal tüberkül tepesidir. Apekslerdeki von mises stres değerleri incelendiğinde tüm modellerde en fazla stres santral diş apekslerinde en az stres değerleri ise 2. Molar dişin meziobukkal kök apekslerinde ölçülmüştür. Değerler Şekil 6.28’de verilmiştir.

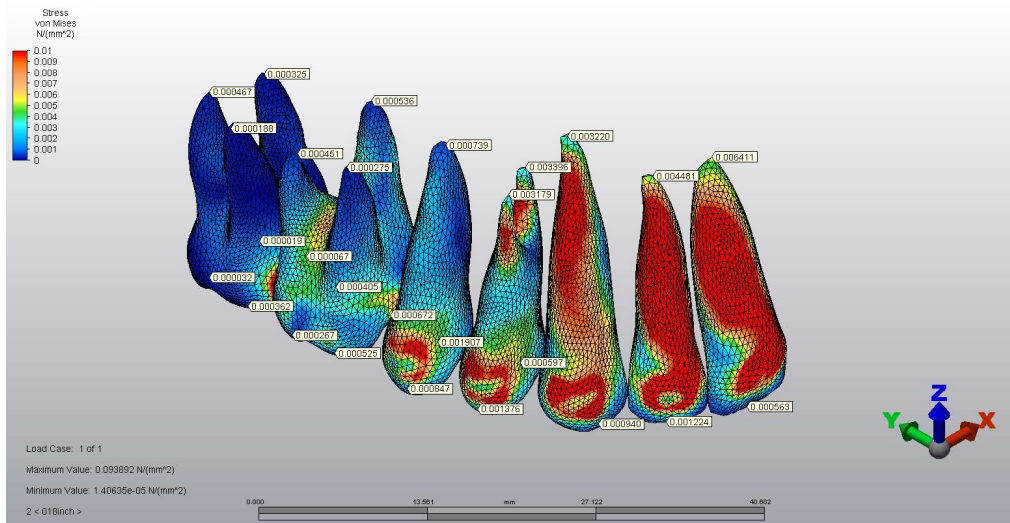


Şekil 6.28 Gömülü Dişin Karşıt Segmentindeki Dişlerin Von Mises Gerilim Değerleri
Bkz. Kısaltmalar listesi (Şekildeki kısaltmalar için)

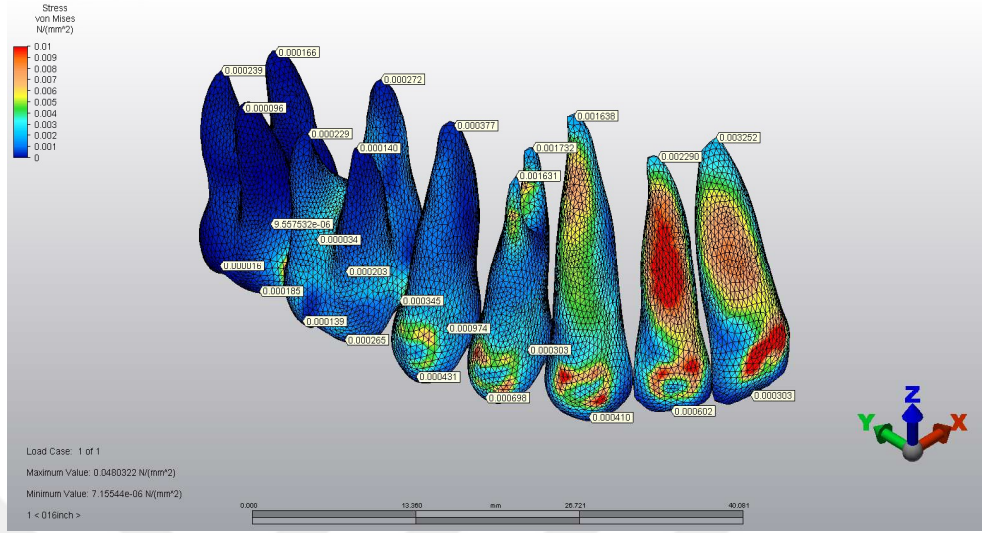
Von Mises stres değerlerinin karşıt ark görselleri de sırasıyla B60 modeli karşıt ark Von Mises Stres Değerleri Görseli Şekil 6.29, B120 modeli Şekil 6.30, K60 modeli Şekil 6.31, K120 modeli Şekil 4.32' de gösterilmiştir.



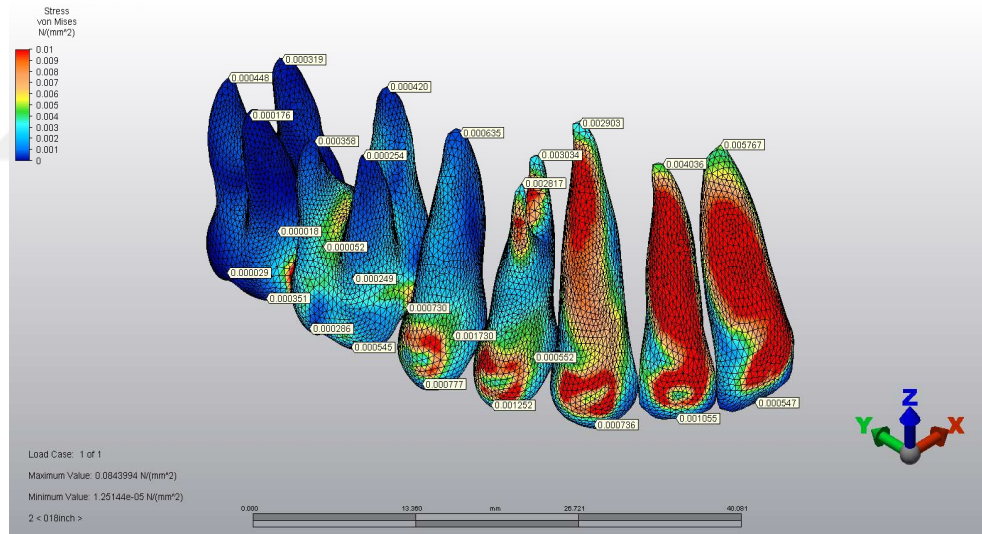
Şekil 6.29 B60 Modeli Karşı Ark Von Mises Stres Değerleri Görseli



Şekil 6.30 B120 modeli karşı ark Von Mises Stres Değerleri Görseli

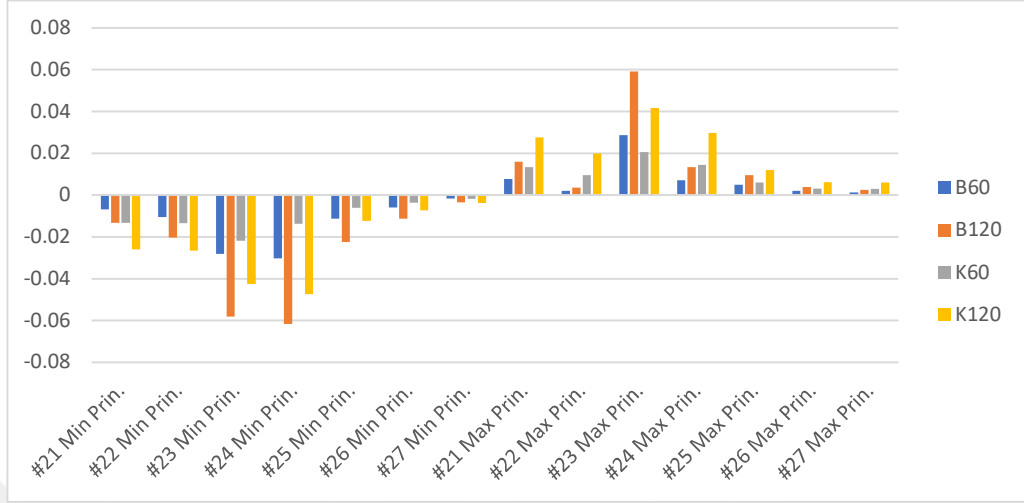


Şekil 6.31 K60 Modeli Karşıt Ark Von Mises Stres Değerleri Görseli



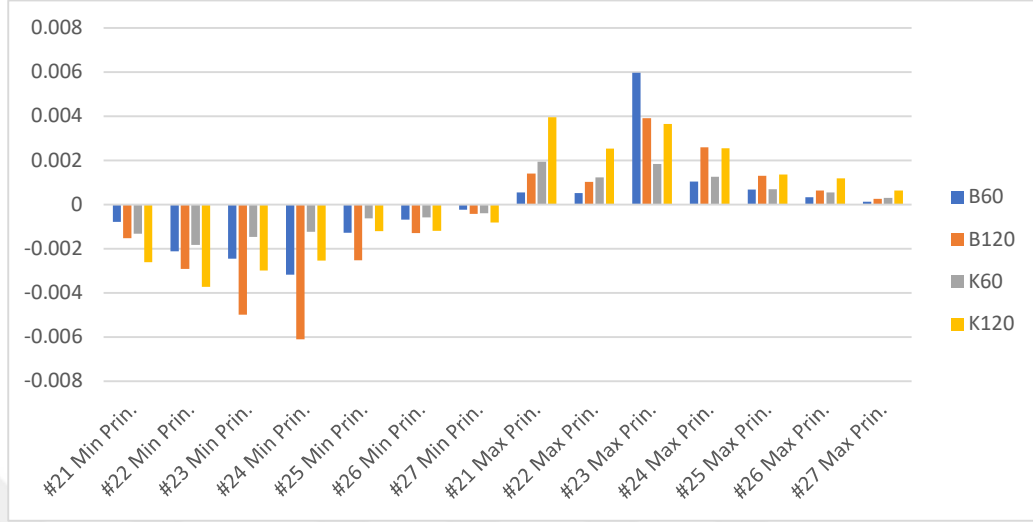
Şekil 6.32 K120 modeli karşıt ark Von Mises Stres Değerleri Görseli

Hazırlanan tüm modellerde kortikal kemikteki minimum ve maksimum asal gerilmelere bakıldığında (Şekil 6.33'de) her model için 2.molar dişte en az değerler gözlenmektedir. Bu sonuç beklendiği gibidir arkın en posteriorunda olup ankrāj sistemine dahil edilmemiştir. Kortikal kemikte soket dışı noktadan alınan değerler incelendiğinde yine tüm modellerde gömülü kanin çevresinde en yüksek çekme gerilim değerleri (maksimum asal gerilmeler) ölçülmüştür.



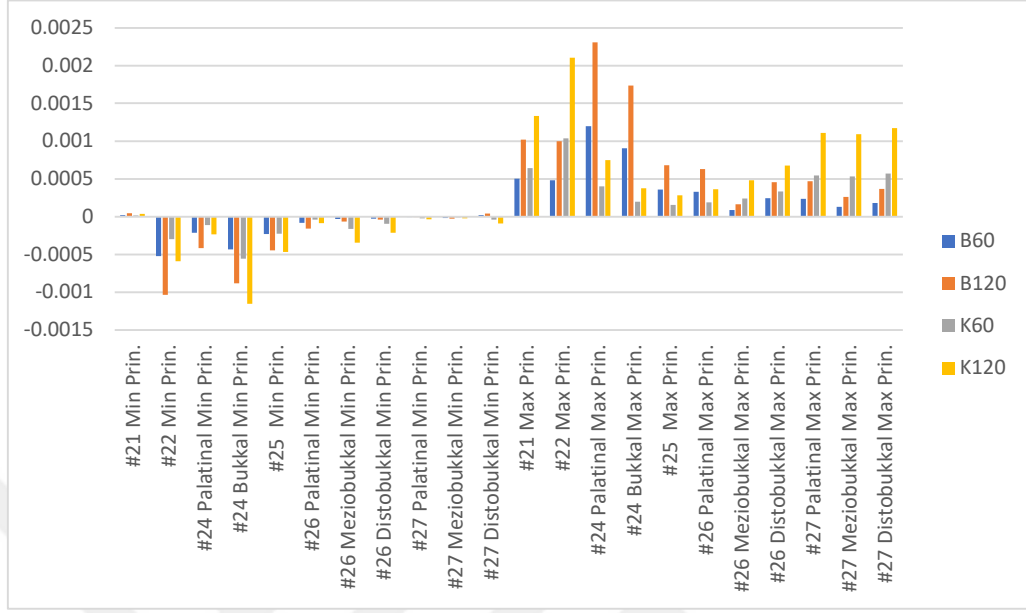
Şekil 6.33 Gömülü Diş Segmentindeki Dişlerin Kortikal Kemik Maksimum Ve Minimum Asal Gerilim Değerleri

Literatürle uyumludur, kanin diş üzerinden kuvvet uygulanmaktadır. Kilroy ve ballista modelleri arasında farklılıklar sadece ölçülen büyüklüklerdir. Kuvvet iki katına çıktığında kullanılan spring aynı ise gerilmeler de yaklaşık iki katına ulaşmaktadır. Minimum asal gerilmelere (sıkışma asal gerilme değerleri) bakıldığında birinci, ikinci ve dördüncü modellerde 1.premolar dişlerde daha yüksek değerler ölçülmüştür. Ancak üçüncü model olan K60 modelinde en yüksek p min yine gömülü kanin dişte ölçülmüştür. Modeller arasındaki bu fark kuvvet farklılığına bağlanmaktadır.



Şekil 6.34 Gömülü Diş Segmentindeki Dişlerin Spongioz Kemik (Soket Dışı) Maksimum ve Minimum Asal Gerilim Değerleri

Spongioz kemikteki soket dışı maksimum ve minimum asal gerilmelere baktığımızda (Şekil 6.34) modeller arasında maksimum değerlerin görüldüğü dişler açısından farklılık gözlenmektedir. Ballista modellerimizde en yüksek maksimum asal gerilme değerleri (en yüksek çekme gerilmeleri) gömülü kanin dişlerde görülürken, kilroy modellerinde aynı taraftaki santral dişte yüksek değerler gözlenmektedir. Lateral ya da premolar dişlerde olmayıp komşu santral dişte olması anterior bölge dişlerinde yüksek çekme gerilmeleri ölçüldüğünü gösterir ki bu da tek köklü dişler olan anterior dişlerde rezorpsiyon ihtimallerini düşündürmektedir. Kilroy modellerinde en yüksek değerleri yine gömülü kanin dişteki değerler takip etmektedir. En az p max ise 2.molar dişlerde ölçülmüştür. Tüm modellerde 2.molarda en az, 1.molar da takip eden şekilde çekme gerilmelerini düşük değerlerde göstermiştir. Sıkışma gerilmeleri (minimum asal gerilmeler) açısından değerlendirildiğinde ballista modellerinde komşu 1.premolar dişlerde yüksek gerilmeler gözlendi. Ancak kilroy modellerinde bu yüksek değerler lateral dişlerde ölçülmüştür. Her 4 modelde ikinci en yüksek değer gömülü dişin kortikalinde ölçülmüştür. En yüksek sıkışma gerilmelerindeki farklılık aparey tasarımından kaynaklanmaktadır.



Şekil 6.35 Gömülü Diş Segmentindeki Dişlerin Spongioz Kemik (Soket İçi) Maksimum ve Minimum Asal Gerilim Değerleri

Spongioz kemikte soket içi değerler alındığında (Şekil 4.35) ballista ve kilroy modelleri arasında maksimum asal gerilmelerin en fazla görüldüğü dişler yine farklıdır. Ballista spring modelleri olan birinci ve ikinci modellerde 1.premolar dişin palatinal kök soket içinde en yüksek değerler ölçülürken, kilroy modellerinde maksimum çekme gerilmeleri lateral dişlerde ölçülmüştür. En yüksek değeri takip eden ikinci değerler ballista modellerinde 1.premolar dişin bukkal kök soket içinde ölçülürken, kilroy modellerinde ise komşu santral dişlerde daha fazla görülmüştür.

Maksimum asal gerilmenin en az görüldüğü dişler ise ballista modellerde 1.molar dişin meziobukkal soket içinde ölçülmüş olup kilroy modellerde ise 2.premolar dişin soket içinde ölçülmüştür. Bu sonuçlar ışığında çekme gerilmelerinin aparey tasarımına bağlı olduğu kuvvet artsa da değerlerin arttığı ancak hangi dişe daha fazla yük geliyorsa onun değişmediği, değişikliğin aparey tasarımından kaynaklandığı düşünülmüştür. Minimum asal gerilmeler açısından değerlendirildiğinde (Şekil 4.35) ballista modellerinde soket içi sıkışma gerilimi en fazla laterallerde gözlenmiştir. Kilroy modellerinde ise 1.premolar dişin bukkal kök soket içinde ölçülmüştür. Kilroy modellerde 2.sırada lateral dişte yüksek sıkışma gerilmeleri ölçülmüş olup, ballista

modellerinde 1.premolar dişin bukkal kök soketi içinde ölçülmüştür. En az değerler ise ballista modelleri ile kilroy modelleri arasında farklılık göstermiştir. Ballista modellerimizde 2.molar dişin palatinal kök soket içinde, kilroy modellerinde ise 2.molar dişin meziobukkal kök soketi içinde ölçülmüştür. Bu farklılık yine aparey tasarımı ile açıklanmaktadır.



7. TARTIŞMA

Gömülü diş tanımı, sürme zamanı geçtiği halde arkta yerini almamış dişler için kullanılır. Klinik olarak tespit edilir ve radyografik kayıtlar alınarak detaylı veriler elde edilir (B. & Jakobsson, Local factors in impaction of maxillary canines., 1968). Literatürde gömülü kanin dişler ile ilgili yapılan çalışmalar incelendiğinde, gömülü kalma oranları üst çenede alt çeneye göre, palatinalde konumlanma bukkale göre daha fazladır (156,221). Maksiller kanin dişler, 3.molarlardan sonra en fazla gömülü kalan dişlerdir (93,222).

Kanin dişlerin sürme zamanları erkek ve kızlarda farklılık göstermekle birlikte gömülü kaldığına ve tedavi ihtiyacı olduğuna karar vermek için ortalama alt sınır 13 yaş olarak kabul edilmiştir. Yaş artışıyla birlikte kemik maturasyon seviyesi arttığından tedavinin prognozu ve süresi de etkilenmektedir (223).

Maksiller kanin dişler, konumları itibariyle estetik ve de fonksiyonel açıdan önemli bir yere sahip olduğundan tedavi seçenekleri içinde ilk tercih ve tavsiye edilen bu dişlerin ortodontik tedavi ile sürdürülmesidir (60). Palatinalde konumlu gömülü maksiller kanin dişlerin ortodontik kuvvet uygulanarak sürdürülmesi amacıyla pek çok farklı mekanik kullanılmaktadır. Literatürde, daha önce değinilmiş olan bu mekanikler ile ilgili sınırlı sayıda çalışma mevcuttur (224) ballista spring ve elastik iplik, Sezici kilroy spring ve Ni-Ti coil spring, Yadav kilroy spring, elastik chain ve çelik ligatür teli ile karşılaştırmalı çalışmalar yapmışlardır (19,224,225).

Klinik kullanımı yaygın olan Ballista springin kolay bükülebilir olması ve segmental olması birçok avantaj getirmektedir. Segmental olması sebebiyle kuvvet kontrolü ve modifiye edilebilirliği kolaydır. Anterior dişlerden destek almadan hazırlandığı için gömülü diş sürene kadar estetik yönden hastanın daha konforlu olması sağlanır. En önemlisi kuvvet yönü tamamen vertikal olduğundan kesici bölgesine ek bir kuvvet uygulamamaktadır (22). Kilroy spring ilk olarak 2003 yılında Bowman ve Carano tarafından tanımlanmış, sonraki çalışmalar ile etkinliği ortaya konulmuştur. Palatinalde gömülü dişler için Kilroy I, bukkalde gömülü dişler için Kilroy II olmak üzere dizayn edilmiş iki farklı tipi vardır (23).

Gömülü kanin dişler ortodontik kuvvetler ile arktaki yerlerine alınırken uygulanan kuvvet komşu ve ankraj dişler ve çevre periodontal yapıları da etkilemektedir. Bu etkilerin majör boyutlarda olmadığını (226,227) ya da geri dönüşün mümkün olduğunu bildiren çalışmalar (228) olmakla birlikte majör yan etkilerinden bahseden araştırmalar da yayınlanmıştır (229). Uygulanan sürdürme kuvvetleri sonucu oluşan stresler sebebiyle alveolar kemik kaybı, cep derinliğinde artış, periodontal dokularda harabiyet, komşu dişlerde istenmeyen diş hareketleri veya arkta şekil bozukluğu meydana gelebilmektedir (154). Özellikle gömülü dişe komşu lateral ve premolar dişler farklı yönlerde kuvvetlere maruz kalmaktadır (17).

Zasciurinskiene ve arkadaşları (154) yaptıkları çalışmada, gömülü kanin dişin maksilladaki üç boyutlu konumunun sürdürme esnasındaki çevre periodontal dokulara olan yan etkilerinin şiddetini etkilediğini bildirirken, periodontal değişikliklerin gömülü kanin dişin başlangıç konumundan etkilenmediğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (227). Yapılan araştırmalar ile çoğu maksiller gömülü kanin vakasında orta hat ile gömülü diş arasındaki açının 25° ve altında olduğunu rapor edilmiş, (14,227). Karakoyunlu çalışmasında literatür verileri doğrultusunda gömülü kanin dişin konumunu 25° olarak belirleyerek modellerini oluşturmuştur. (224)

Ortodontik tedavi süreci temel olarak kuvvet uygulama prensibine dayandığını göre, gömülü dişin sürdürülmesi sırasında, gömülü diş, komşu dişler ve çevre periodontal yapılarda meydana gelen değişimlerde muhakkak ki kuvvet miktarının rolü büyüktür. Gömülü kanin diş sürdürülmesinde kuvvet miktarı açısından net olarak görüş birliğine varılamamış olmakla birlikte ekstruziv kuvvet vektörünün 30- 50 gr olması tavsiye edilmiştir. (18) Kocsis ve Seres, yaptıkları çalışmada 63 hastada 69 gömülü kanin dişi 0,5-0,8 N (50gr-80 gr) kuvvet uygulayarak başarıyla sürdürmüşlerdir (20). Literatürde 80 gr üzerinde uygulanan ortodontik kuvvetlerde kök rezorpsiyonları izlendiği rapor edilmiş (230). Silva ve ark. 60 gr kuvvet uygulaması ile dahi komşu lateral ve premolar diş apekslerinde rezorpsiyon tespit etmişlerdir (165). Yadav ve arkadaşları yaptıkları araştırmada, simüle edilmiş in vitro modelde tam olarak aktive edilen Kilroy springin 2.35 N, Elstik chainin 2.47 N ve Ligatür telinin 2.57 N kuvvet ürettiği raporlanmıştır. Araştırmacılar uyguladıkları kuvvetin tavsiye edilen aralığın çok üzerinde olduğunu ancak gömülü kaninin arktaki yerine alınabilmesi için kuvvet miktarının yaklaşık en az bu değerlerde olması

gerektiğini belirtmişler ve literatür bilgisinin revize edilmesi gerektiğini ifade etmişlerdir (19).

Gömülü kanin dişlerin ortodontik kuvvetlerle arktaki yerine getirilmesi istenen tedavilerde TPA (Transpalatal ark) kullanılması genel olarak kabul görmüştür ve temel hedefi ankrajın arttırılmasıdır. Bununla birlikte TPA molar dişi uzayın 3 yönünde de kontrol edebilmektedir (11). Silva ve ark., çalışmalarında ankraj aygıtı olarak 0.8 mm paslanmaz çelikten bükülmüş TPA kullanmıştır (165). Araştırmacılar aynı zamanda 0.22 slot sisteminde 0.019x0.025 inç TMA ark teli kullanarak ankrajı güçlendirmeyi hedeflemişlerdir. Kalın kesitli ark tellerinde diş hareketlerinin kontrolü daha fazladır (231). Ankraj kontrolü açısından maksimum ankraj kullanılacak vakalarda ark telinin kalınlığının artması diş hareketini zorlaştıracaktır. Bu da ankraj kontrolünü sağlayabilmek açısından avantajdır (232,233).

Ortodontik hareket sırasında doku hasarını en aza indirmek için arayışlar devam ederken literatüre katkıda bulunmak amacı ile ve yayınlanan veriler ışığında planlanan bu çalışmada, palatinalde gömülü maksiller kanin dişe Balista ve Kilroy springlerin farklı kuvvet seviyelerinde uygulanmasıyla meydana gelen değişimler sonlu elemanlar model analizi yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir. Çalışmada simüle edilen balista ve kilroy springlerin 0,16 ve 0,18 paslanmaz çelik teller ile bükülmesiyle sırasıyla 60 ve 120 gr kuvvet uygulaması hedeflenmiştir. 1979 yılında Jacoby adlı araştırmacı ilk defa Ballista spring adlı mekanikle gömülü kanin sürdürmüştür (22). Araştırmacı 0.016 inç tel ile yaklaşık 60 -100 gr, 0.018 inç tel ile 120-150 gr kuvvet elde edilebileceğini bildirmiştir. Modellemeler bu veriler ışığında sanal ortamda kuvvet iletecek şekilde simülasyona aktarılmıştır. Modellemelerde maksiller ark, daimi dentisyonda, 0.018 slot sisteminde sıralama-seviyelemesi tamamlanmış, gömülü kanin dişin yeri hazırlanmış, 0,17x0,25 SS ark teli ile blok haline getirilmiş ve 0,9 mm SS telden hazırlanan TPA ankraj aygıtı ilavesi ile simüle edilmiştir. Gömülü dişin konumu, yapılan pilot çalışma sonuçlarına göre ve literatür verilerine uygun şekilde belirlenmiştir. Simüle edilen dört model için de, gömülü diş segmentinde ve karşıt segmentte, dişlere ve çevre yapılara etkiyen von mises stres değerleri ve asal gerilme değerleri ile birlikte uzayın üç yönünde maksiller dişlerin hareket miktarları ölçülmüştür.

Literatürdeki kuvvet analiz yöntemlerine bakıldığında, fotoelastik yöntem, gerinim ölçer yöntemi, holografik interferometre analiz yöntemi ve kırılma vernikle kaplama yöntemi gibi çok çeşitli yöntemlerle analizler yapılmıştır (171,234). Tüm bu yöntemlerin kendine özgü dezavantajları bulunmaktadır. Dış hareketleri gerinim ölçer analizi yöntemi ile analiz edilmek istendiğinde gerinim ölçer cihazların canlı doku içine yerleştirmek gerekliliği büyük zorluktur (234). Holografik interferometre analizinde ise canlı dokularda oluşan gerilmeler tam olarak ölçülememekte ve oral ortamdaki ısı değişikliklerindeki etkiler değerlendirilememektedir. Kırılma vernikle kaplama yöntemi ile hazırlanan modellerin tekrar kullanımı ve canlı dokuda oluşturulan streslerin ölçülmesi mümkün değildir (169). Fotoelastik analiz yönteminde ise üç boyutlu karmaşık geometrilere sahip yapıların modellenememesi gerçek olmayan sonuçlar elde edilmesine sebep olacaktır (176,234). Sonlu elemanlar yöntemi, karmaşık geometrilerin analizinde kullanılan bir dizi sayısal yöntemdir. Bu yöntemle incelenen bir yapının bir, iki veya üç boyutlu analizi yapılabilir. Yöntemde, üç boyutlu katı şekillerdeki yapılar modellenir. Sayısal bir analiz olduğu bilinen sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak cisimler üzerinde mekanik yükleme sırasında oluşan gerilme dağılımı ve deplasmanlar belirlenebilmektedir (195). Mevcut çalışmada çevre periodontal dokular, kemik yapıları, ballista spring ve kilroy springler simüle edilmiştir. Kuvvet analiz yöntemi olarak lineer olmayan sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır.

Cisimler birbirlerine düğüm noktalarında birleşen daha basit geometrik şekillere (elemanlara) bölünür. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından, daha hassas bir analiz için eleman sayısı çoğaltılır. Eleman sayısı ne kadar fazlaysa analiz o kadar hassastır (194). Bu metot ile bir modelin çözümlemesini yapabilmek için modeli oluşturan her elementin stres ve gerilimini hesaplayan bir seri sayısal işlem yapılır. Bu yapısal analiz sayesinde dış kuvvetler, basınç, ısı ve değişiklikler ve buna benzer başka faktörler sonucunda oluşan stres ve gerilim hesaplanmaktadır (235). Biyomateryallerin ve in vivo test edilemeyen özelliklerin belirlenmesinde sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yazılımında görselleştirilir (180).

Sonlu elemanlar analizi yöntemi son zamanlarda popülerlik kazanmıştır. Canlı organizmalar üzerinde kuvvetlerin gösterilmesi oldukça zor, hatta bazen imkansızdır ve farklı kuvvetleri tekrar uygulamak mümkün değildir. Bu sebeplerle in-vitro

çalışmalar değer kazanmıştır. Bu analiz sanal ortamda yapıldığından aynı şartlar altında istenilen sayı kadar tekrarlanabilir özelliktedir. Sabit değişkenlerin standardize edilebilmesi güvenilirliği sağlar ve bu sebeple de analizi oldukça değerli kılar (24).

Miyakawa ve ark. yaptıkları çalışmada ortodontik aparey, dişler ve destek yapıları içeren toplam sistemin ilk davranışını analiz etmek için yeni bir simülasyon metodunu tanıtır. Ek olarak serbestliğin rotasyonel derecesini hesaba katan sonlu element metoduna dayanır. Şimdiye kadar kullanılan fotoelastik tekniğe kıyasla, sonlu elemanlar analizi yöntemi ortodontik diş hareketinin başlangıç tarafını sistematik ve kantitatif olarak incelemeyi sağlar (236).

Shu-Mei ve ark. 2010 yılında yayınladıkları çalışmada farklı görüntüleme yöntemleri (Spiral CT, Mimics, UG, MSC) kullanarak gömülü kanin dişi ve çevre periodontal yapıların “Sonlu Eleman Modelini” oluşturmuşlardır. Bu çalışmanın sonucunda elde edilmiş modellerin yüksek doğrulukta, entegre yapısı ve optimize edilmiş ağ yapısıyla gerçeğe benzerliğinin yüksek olduğu raporlamışlardır (237). İnsan anatomisindeki üç boyutlu karmaşık geometrinin matematiksel model eldesinde kullanılabilmesi için tetrahedral eleman özelliği diş ve çevre dokuların modellenmesi için de idealdir (238). Daha önce de belirtildiği üzere sonlu elemanlar analizindeki düğüm sayıları ve elemanlar ne kadar fazlaysa çalışmanın hassasiyeti ve verilerin güvenilirliği de o kadar fazla olmaktadır (194)

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında stres dağılımı üzerindeki en önemli etmen kullanılan malzemenin ve dokuların özellikleridir. Kullanılan springlerin ve kemiğin elastikiyet modülü ve Poisson oranı çok önemli iki ayırt edici özelliktir (239). Mevcut çalışmada literatür ile benzer elastikiyet modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır (240,241).

1991 yılında McGuinness ve ark. tarafından yapılmış çalışmada kuvvet uygulanmasını takiben periodontal ligamentlerin değerlendirilebilmesi için izotropik ve elastik olarak kabul edilebileceğini bildirmişlerdir (242). Literatür bilgisine dayanarak çalışmada kullanılan yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilerek modellemeler yapılmıştır. Bu nedenle çalışma sürecinde yapılan tüm genellemelerden elde edilen sonuçlar, gerçeklerden bir miktar sapma gösterebilir ancak gerçeğe en yakın verilerdir. Bu noktada modellerde kullanılan kuvvet

miktarlarının birbirlerine göre standardizasyonu tel kalınlıkları ile ayarlanmış olup malzemelerin mekanik özellikleri de her modelde sabit belirlendiğinden ve modellerin birbirleriyle karşılaştırılmasının bilimsel açıdan uygun olduğu düşünülmektedir.

Sonlu elemanlar analizi ile asal gerilmeler, Von Mises gerilmeleri ve uzayın üç yönündeki yer değiştirmeler belirlenebilmektedir. Kırılgan materyaller (kemik, diş vb.) için asal gerilmeler, çekilebilir materyaller için (vida, restorasyonlar vb.) ise Von Mises değerleri kullanılır. Von Mises değerleri, meydana gelen gerilmelerin dağılımını ve yoğunluğunu belirtir, gerilmenin karakterini veya etkin bölgeyi belirlerken yetersiz kalır (243). Asal gerilmeler ise gerilmenin karakterini ve hangi bölgede etkin olduğunu belirtirken yoğunluk hakkında çok yeterli bilgi sunamaz. Bu sebeple mevcut çalışmada hem maksimum ve minimum asal gerilme değerlerine hem de Von Mises gerilme değerlerine yer verilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılan çalışmalarda oluşturulan modellerin kendi arasında karşılaştırılması gereklidir. Oluşturulan matematiksel modellerde kuvvet ve aparey tasarımı haricindeki değişkenler sabit tutularak standardizasyon sağlanmıştır. Bu sebeple karşılaştırılan modellerin değişken verileri olan farklı kuvvet değerleri, farklı sınır koşulları, farklı düğüm sayıları, farklı eleman sayıları ve asal gerilmeler ile Von mises gerilmeleri arasındaki değişiklikler anlamlandırılabilir. Prevelansı yüksek olan gömülü maksiller kanin dişin sürdürülmesi sürecinde optimum klinik çıktı ve minimum yan etki arayışı devam ederken, elde edilen bulguların değerlendirilmesine, gömülü dişte meydana gelen yer değişiminin, modeller arası ve literatür bulguları ile karşılaştırması ile başlanmasının uygun olacağı düşünülmüştür.

Gömülü kanin dişin toplam yer değiştirme miktarı değerlendirildiğinde, insizal ve apikal uç noktalarda 120 gr kuvvet uygulanan gruplarda 60 gr kuvvet uygulanan gruplara göre daha fazla hareket olduğu görülmektedir. Genel olarak kuvvet iki katına çıktığında toplam yer değiştirmenin de iki katına çıktığı söylenebilir. Aynı miktarda kuvvet uygulayan mekanikler bakımından karşılaştırıldığında kilroy springler ile daha fazla hareket elde edildiği görülmekle birlikte farklar oldukça küçük, muhtemelen klinik olarak anlam ifade etmeyecek orandadır. Gömülü kanin tüberkül ucu toplam hareket miktarları B60, K60, B120, K120 sırası ile artan miktarlarda 0,000015,

0,000017, 0,00003 ve 0,000035 mm, apeks ucu için aynı sırayla 0.0000094, 0.000014, 0.000019 ve 0.000029 mm olarak ölçülmüştür. Literatüre bakıldığında kanindeki toplam yer değiştirmenin karşılaştırılabileceği bir adet çalışma mevcuttur (219).

Nagendraprasad ve ark. gömülü kanin diş, komşu lateral ve 1.premolar dişlerde meydana gelen yer değişimlerini sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada üç farklı konumda modellenen gömülü kanin diş üç farklı kuvvet uygulanması ile meydana gelen yer değiştirme miktarları ölçülmüştür. Bu çalışmadaki gömülü kanin dişteki yer değiştirme 50 gr'lık kuvvet uygulandığında M1 modelinde 0,0000118 mm, M2 modelinde 0,0000126 mm, M3 modelinde 0,0000128 mm olarak ölçülmüştür. Kuvvet 70 gr'a çıktığında aynı sıra ile 0,000015 mm, 0,0000176 mm ve 0,000018 mm, 100 gr kuvvet uygulandığında ise 0,0000237 mm, 0,0000251 mm ve 0,0000256 mm olarak ölçülmüştür (219). Gömülü dişin konumundan ve uygulanan mekaniğin türünden bağımsız olarak kuvvet miktarları bakımından değerlendirildiğinde mevcut çalışma bulgularının Nagendraprasad ve ark.'nın bulguları ile uyumlu olduğu söylenebilir.

Sagittal yön yer değişimi tüm modellerde, hem insizal hem de apikal uç noktalar için mesial yönlüdür. Mesial yöndeki hareket miktarı kilroy gruplarında belirgin şekilde daha fazla olmak kaydıyla artan miktarda sırasıyla B60, B120, K60, K120 şeklindedir. İnsizal tepe noktası için ölçülen değerler aynı sıra ile 0.0000013, 0.0000027, .000015, 0.00003 mm, apeks uç noktası için ise aynı sıra ile 0.0000018, 0.0000040, 0.0000066, 0.000013 mm'dir. Aynı apareyin farklı kuvvet miktarlarında kuvvet arttıkça hareket artmış, mekaniğin kuvvet vektörüne göre ise hareket miktarı kuvvet miktarından bağımsız sonuç vermiştir. Ballista spring kuvvet vektörünün daha vertikal olduğu literatür bilgilerinde yer almaktadır. Bununla beraber gömülü kanin dişin başlangıç pozisyonu göz önüne alındığında, dişin mesialize edilmesi gerekliliği mekanik tercihinde rol oynayacaktır.

Horizontal yönde kanin kronu bukkal yönde yer değiştirirken kök apeksi palatinal yönde hareket etmiştir. Kanin dişin tüm modellerde bukkale tipping yaptığı ve hareket miktarının ballista gruplarında, aynı kuvvet oranındaki kilroy gruplarına göre daha fazla olduğu görülmektedir. İnsizal tepe noktası için bukkal, apeks ucu için palatinal yönde hareket miktarı, artan sıralama ile K60, B60, K120, B120 şeklindedir.

Aynı sıralama ile bukkale hareket miktarları 0.0000065, 0.0000072, 0.000014, 0.000015mm, palatine hareket miktarları ise 0.000003, 0.0000035, 0.0000058, 0.000009 mm olarak ölçülmüştür. Bulgulardan anlaşılacağı üzere muhtemel kuvvet vektörü farklılığı nedeniyle mesial yönde hareket kilroy grubunda daha fazla iken bukkale tipping ballista grubunda daha fazla gerçekleşmiştir. Kuvvet artışı ile hareket miktarı artışının paralel seyretmesi de şaşırtıcı bir bulgu değildir.

Literatürde karşılaştırma yapılabilecek çalışma sayısı sınırlıdır. Karakoyunlu çalışmasında (224) hem ballista modelinde hem de elastik iplik modelinde gömülü dişte bukkale devrilme görüldüğünü ifade etmiştir. Ayrıca anlık kron hareketi miktarının kök hareketinin yaklaşık iki katı kadar ölçüldüğü belirtilmiştir. Karakoyunlu çalışmasında gömülü kanin dişin kron tepesinde 0,000096 mm bukkal yöne, apeksinde ise 0,000006 mm palatinal yönde hareket gözlemlenmiştir. Hareket paterni ve katsayılar, mevcut çalışma ile uyumlu olmakla birlikte hareket miktarı bakımından farklılıkların, düğüm ve eleman sayısı, uygulanan kuvvet, kuvvet vektörü, gömülü dişin başlangıç pozisyonu gibi değişkenlerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Gömülü diş kronunun vertikal yönlü hareketi, yani erupsiyonu ballista gruplarında belirgin şekilde fazladır. İnsizal tepe noktası için vertikal hareket miktarı sıralaması artan değerlerde K60, K120, B60, B120 şeklindedir. Sayısal değerler aynı sırayla; 0.000005, 0.00001, 0.000013, 0.000025 mm olarak ölçülmüştür. Bu noktada 60 gr kuvvet uygulanan ballista modelinde, 120 gr kuvvet uygulanan kilroy modelinden daha fazla hareket elde edilmesi ile, elde edilen harekette kuvvet miktarından çok kuvvet vektörünün önem taşıdığı yorumu yapılabilir. Diğer taraftan K120 modelinde daha çok olmak kaydıyla kilroy modellerinde meydana gelen mesial yönlü hareketin belirgin şekilde fazla olmasının vertikal yönlü hareketi maskeleyiği de düşünülebilir.

Apeks uç noktasının vertikal hareketi kural hareket ile aynı yönlü olmakla birlikte hareket miktarı açısından modeller arasında farklılık göstermektedir. Kilroy gruplarındaki hareket, aynı kuvvet oranındaki ballista gruplarına göre daha fazladır. Hareket miktarı artan sıralama ile B60, K60, B120, K120 şeklinde belirlenmiş ve aynı sıra ile 0.0000086, 0.000012, 0.000017, 0.000025 mm olarak ölçülmüştür. Bulgularda

dikkat çekici bir unsur olarak; balista modellerinde insizal hareket apikal hareketin yaklaşık 1,5 katı iken kilroy modellerinde apikal hareket insizal hareketin yaklaşık 2,5 katı kadardır. Sagital ve horizontal yönde tipping hareketi söz konusu iken vertikal yönde tippingten bahsedilemeyeceğine göre, burada saf ekstruzyon hareketinden değil, dişin üç boyuttaki hareketinde vertikal vektörden bahsedilmesinin daha doğru olacağı düşünülmektedir. Apikal ve insizal uç noktalar vertikal yönde birbirinden bağımsız hareket edemeyeceğinden diğer yönlerdeki hareketlerin vertikal vektörü maskeleyeceği görüşü güçlenmektedir. Bu bağlamsa sayısal verilerin literatür bilgisi ile kıyaslanması anlam ifade etmemekle birlikte, Karakoyunlu çalışmasında gömülü kanin dişin anteriora devrilme ile ekstrüviz hareket ettiğini ve en yüksek hareket miktarının gömülü dişin mezialinde 0,00018 mm ekstrüviz yönde ölçüldüğünü bildirmiştir (224). Metodolojik farklılıklar gözetildiğinde elde edilen verilerin mevcut çalışmanın bulguları ile paralellik gösterdiği söylenebilir.

Gömülü dişin sürdürülmesi sırasında ankraj görevi gören maksiller dişlerin tercihen hareket etmemesi beklenir. Pratikte ise etki tepki prensibi ile resiprokal hareketin gerçekleşeceği bilindiğinden çeşitli ankraj güçlendirme yöntemleri kullanılır. Klinik uygulama ve literatür bilgisi ile uyumlu şekilde simüle edilen mevcut çalışmada gömülü dişin bulunduğu segment ve karşıt segment dentisyonu toplam, sagital yön, horizontal yön ve vertikal yön hareketleri açısından değerlendirilecektir.

Sagital Yönü Değişimlerin tartışması: aynı ark ve karşıt ark
İnsizal/Tüberkül+Apeks

Mevcut çalışmada birinci modelinde sagital yönde en fazla yer değiştirme gömülü dişe komşu (aynı ark) 1.premolar dişin bukkal tüberkül tepesinde ölçülmüştür. İkinci modelde aynı arkın 1.premolar dişin bukkal tüberkül tepesinde ölçülmüştür. Üçüncü modelde ise en fazla yer değiştirme gömülü dişe komşu lateral dişin insizal kenarında distale olacak şekilde ölçülmüştür. Dördüncü ve son modelimizde bu yönde en fazla yer değiştirme gömülü dişe komşu lateral dişin insizal kenarında distale olacak şekilde ölçülmüştür. Karakoyunlu 2018 yılında ballista modelinde aynı düzlemdeki yer değiştirmenin en fazla 1.premoların kronunda 0,00043 mm olarak ölçmüştür. Mevcut çalışmayla yakın değerler göstermektedir. Anterior dişlerin çok az da olsa gömülü dişin olduğu yöne hareketinden bahsedilmiştir (224).

Mevcut çalışmanın B60 modelinde sagittal yönde 2.premolar bukkal tüberkül tepesinde 0,000364 mm bukkale yer değiştirme gözlenirken, 1.molar dişim meziobukkal tüberkül tepesinde 0,000197 mm bukkal yönde yer değiştirme ölçülmüştür. B120 modelinde 2.premolar bukkal tüberkül tepesinde 0,000683 mm bukkale yer değiştirme gözlenirken, 1.molar dişin meziobukkal tüberkül tepesinde 0,000386 mm bukkal yönde yer değiştirme ölçülmüştür. K60 modelinde 1.premolar değil lateral dişte en fazla yer değiştirme değerleri ölçülmüştür. Mevcut çalışmada sagittal yönde 1.premolar bukkal ve palatinal tüberkül tepesinde 0,00017 mm palatinala yer değiştirme gözlenirken, 2.premolar dişte palatinal ve bukkal tüberkül tepelerinde 0,000174 ve 0,000203mm palatinala, 1.molar dişin dört tüberkül tepesinde de palatinala yer değiştirme ölçülmüştür. K120 modelinde 1.premolar değil lateral dişte en fazla yer değiştirme değerleri ölçülmüştür. Mevcut çalışmada sagittal yönde 1.premolar bukkal ve palatinal tüberkül tepesinde 0,000427 mm ve 0,000402 mm palatinala yer değiştirme gözlenirken, 2.premolar dişte bukkalve palatinal tüberkül tepelerinde 0,000448 mm ve 0,000384 mm palatinala, 1.molar dişin dört tüberkül tepesinde de palatinala doğru yer değiştirme ölçülmüştür.

Elastik ip modelinde ise en fazla lateral diş kronunda distal yönde 0,00035 mm hareket tespit edilmiştir. Elastik iplik modelinde 1.ve 2. Premolar dişler palatinala doğru hareket etmiştir. Bu sonuçlar üçüncü model kilroy spring modelimizle uyumludur (224).

Bu bağlamda Ballista sprinlerde anterior ve posterior dişler olarak incelendiğinde dişlerin tüberkül tepelerinde distale ve bukkale yer değiştirmeler ölçülmüş olup, Kilroy modelleri için 1.premolar dahil 2.molara kadar tüberkül tepelerinde palatinala yer değiştirme tespit edilmiştir. Kilroy modellerin gömülü dişe aynı taraftaki santal, lateral dişlerde distale ve 2.molar dişin tüberkül tepelerinde bukkale yer değiştirme gözlenmiştir.

Tüm modeller incelendiğinde ballista modellerinde sagittal yönünde en fazla yer değiştirme 1.premolar dişin bukkal tüberkül tepesinde gözlenirken, kilroy modellerinde sagittal yönde en fazla yer değişikliği lateral dişte gözlenmiştir. Sayısal veriler incelendiğinde komşu lateral dişlerdeki yer değiştirme ballista modellerinde oldukça azdır. Bu fark kilroy springin lateral dişe kuvvet uygulaması sebebiyle

özellikle lateral dişler açısında oldukça belirgindir. Bir diğer önemli farklılık 1.molar dişlerde ortaya çıkmaktadır. Her 4 modelde de TPA olduğu halde ballista ve kilroy modellerinde 1.molar dişlerde yer değiştirme yönleri açısından farklılıklar görülmüştür. Ballista modellerinde 1.molar dişlerin her tüberkül tepesinde bukkale doğru yer değiştirme gözlenirken, kilroy modellerinde ise palatinele yer değiştirmiştir. 2.molar dişlere baktığımız zaman tüm modellerde ballista ve kilroy farkı olmaksızın 2.azı dişinin tüm tüberkül tepeleri bukkale hareket etmiştir. İkinci azı dişler TPA ile bağlı değildir ve ankraj sistemine doğrudan bağlı değildir bu sebeple hareketin olduğu düşünülebilir.

Karşı taraf diş arki için sagittal yönü değerleri toplam yer değiştirme sonuçlarında da olduğu gibi sagittal yönü hareketlere baktığımızda yine her 4 modelde de en fazla değer santral dişin insizalinde, en az değer ise 1.molar DP. Tüberkülünde tespit edilmiştir. 4 model için de ortak olan dikkat çeken ölçüm 2.molar dişlerin tüberkül tepelerinin hepsinin bukkale yer değiştirmesi olmuştur. 2.molar dişler hariç tüm modellerdeki posterior dişlerin tüberkülleri palatinele yer değiştirmiştir. Tüm modellere bakıldığında sadece 1.molar dişin meziobukkal apeksi palatinele yer değiştirmiştir. Diğer tüm apekslerde bukkale yön gözlenmiştir.

Mevcut çalışmada karşı taraf 2.molar diş dahil ölçüm yaptık. Ölçüm sonuçlarımızda çok minimal de olsa hareket mevcuttur. Bulgularımızda karşıt ark dişlerde birinci model ile ikinci model arasındaki yer değiştirme değerleri arasında yaklaşık iki katı fark oluşmuştur. Bu farklılığın kuvvetle doğru orantılı olarak arttığı gözlenmiştir. Literatürde karşıt arkta da ölçüm yapan tek çalışma Karakoyunlu'nun (224) ballista modelinde kontralateral dişlerde sagittal yönde hiç hareket bulunmamıştır. Ancak elastik iplik modelinde yönünde hareketten söz etmişlerdir. Bu çalışmanın elastik iplik modelleriyle sayısal değerler bakımından benzerlik gözlemlemekteyiz (224). Aradaki bu farkın modellerimizdeki düğüm ve eleman sayılarına bağlı olduğu düşünülmektedir.

Horizontal Yön Değişimlerin tartışması: aynı ark ve karşıt ark
İnsizal/Tüberkül+Apeks

Horizontal yöndeki yer değişimlerinde kilroy spring modellerinde (K60 ve K120) sadece santral dişlerin insizalleri palatinele yer değiştirme göstermiş olup diğer

tüm değerler kesici kenarların meziale yer değiştirdiğini ifade etmektedir. K60 ve K120 modellerinin her ikisinde de lateral dişlerin insizal kenarlarının hafif bukkale yer değiştirdiğini göstermektedir. Bu sonucun tork kontrolüyle alakalı olduğu düşünülmektedir. Ballista spring modellerindeyse (B60 ve B120) santral, lateral kesici kenarları palatinal ve 1.moların DB. Tüberkülü distale yer değiştirmiştir. Diğer dişlerin kesici kenarlarının meziale yer değiştirdiği gözlenmektedir. Kilroy spring modellerinde santrallerin insizallerinde distale doğru hareket gözlenmiş olup laterallerde insizal kenar meziale yer değiştirmiştir. Diğer tüm posterior dişler bukkale yer değiştirmiştir. Ballista modellerinde ise santral ve lateral dişlerin insizallerinde distale, posteriorda ise 1 istisna hariç bukkal yönde yer değiştirme görülmüştür. Bu istisna 1.molar dişin distobukkal tüberkül tepesinde palatinal yer değiştirme olarak gözlenmiştir.

B60 modelinde en fazla yer değişikliği 2.premolar dişin palatinal tüberkül tepesinde mezial yönde ölçülmüştür. B120 modelimizde en fazla yer değişikliği 1.premolar dişin palatinal tüberkül tepesinde mezial yönde ölçülmüştür. K60 modelimizde en fazla yer değişikliği lateral dişin insizal kenarında bukkale doğru ölçülmüştür. K120 modelimizde en fazla yer değişikliği lateral dişin insizal kenarında bukkale doğru ölçülmüştür.

Karakoyunlu'nun ballista spring modelinde ise en fazla 1.premolar dişin meziopalatinalinde 0,00034 mm olarak ölçüm yaptığını görmekteyiz (224). Yine aynı çalışmada 1.molar dişte gömülü dişe doğru hareket ölçülmüştür. Elastik iplik modelinde ise en fazla yer değiştirmeyi santral dişin distoinsizal kenarında palatinal yer değiştirme olarak ölçmüştür(224). Bu bulgular K60 modeli 60gr ile simüle edildiğinden mevcut çalışmadaki değerler bir miktar daha azdır ancak dişlerdeki hareket yönleri literatürle uyumludur. Aynı bulgular K120 modelimizde 120gr ile simüle edildiği de göz önünde bulundurularak literatürle ve bu çalışmanın elastik iplik modeliyle daha uyumludur. Mevcut çalışmada 1.molar dişin meziobukkal tüberkülünde 0,000286 mm, distobukkal tüberkülde ise 0,000299 mm meziale doğru hareket elde edilmiştir. Hareket yönü ve değerler literatürle uyumludur.

Bahsi geçen çalışmada (B60) modelinde bu değerler 1.molar dişin 4 adet tüberkülü için ayrı ayrı ölçülmüş olup bu değerden çok daha düşük yer değiştirmeler

elde edilmiştir. Ankraj alınan bölgenin daha stabil olduğundan bahsedebiliriz. Meziobukkal, meziopalatinal ve distopalatinal tüberkül tepeleri mezial yönde hareket gösterirken distobukkal tüberkül tepesinde ise distale hareket gözlenmiştir. Bu resiprokal kuvvet sonucu ortaya çıkmış olabileceğini düşündürmüştür. K60 ve K120 modellerinde ankraj dişlerden en önemlisi 1.molar dişin dört tüberkül tepesinde de mezial yönde hareket gözlenmiştir. B60 ve B120 modellerimizde meziobukkal, meziopalatinal ve distopalatinal tüberkül tepeleri mezial yönde hareket gösterirken distobukkal tüberkül tepesinde distal yönde hareket gözlenmişti bu farklılık aparey dizaynına bağlıdır. Kilroy springte molarda resiprokal kuvvetin etkilerinin daha az olduğu sonucunu çıkarabiliriz.

Karşı taraf diş arki için tüm model ölçümleri incelendiğinde anterior dişlerin her birinin insizalinde palatinala yer değiştirme olduğu gösterilmektedir. 2.premolar ve molar dişler ise meziale yön değiştirmiştir. Kilroy modellerin ikisinde de 1.premolar dişin bukkal tüberkül tepeleri meziale yer değiştirmiş, ballistalarda ise distale yer değiştirdiği gözlenmektedir. Tüm modellerde santral apekslerde en fazla, 2.moların palatinal apekslerinde en az yer değiştirme izlenmiştir. Anterior dişlerin tamamı (tüm modellerde) apekslerin bukkale yer değiştirdiğini ifade etmektedir. Yine tüm modellerde distale hareket sadece 1.molarların palatinal apeksinde ölçülmüştür.

Vertikal Yön Değişimlerin tartışması: aynı Ark ve karşıt ark
İnsizal/Tüberkül+Apeks

Vertikal yön değerleri yer değiştirme vertikal yön değişimleridir bu değerlere bakıldığında ballista spring modellerinde (B60 ve B120) santral ve lateral dişlerin insizallerinde okluzyona doğru hareket gözlenirken, kilroy springlerdeki lateral dişlerde insizallerde de intrüziv patern gözlenmiştir. Ancak 3 boyutlu değerlendirme yaparken sadece insizallerdeki yer değiştirme miktarları biz fikir vermektedir. Ancak apikaller ve insizallerin uzayın 3 yönündeki tüm hareketleri birlikte değerlendirildiğinde bileşke hareket öngörülmektedir.

Kilroy modellerinde (K60 ve K120) en fazla yer değişikliği 2.molar dişin distopalatinal tüberküllerinde ekstrüziv yönde, en az yer değişikliği ise 1.molar dişin meziobukkal tüberkül tepelerinde ölçülmüştür. En az vertikal hareketin 1.molarlarda olması ankraj açısından kilroyun 1.molarları daha az zorladığını düşündürmektedir.

Bunun yanısıra en fazla hareketin lateral ya da 1.premolarda olmaması hatta 2.molar dişin distopalatinalinde olması 2.molarların da ankraja dahil edilmesi gerektiğini göstermektedir. Ballista modellerinin her ikisinde (B60 ve B120) en fazla toplam yer değiştiren apikal nokta 1.premoların palatinali olmuştur, en az ise 2.Molar dişin meziobukkal apeksi olmuştur. Kilroy Springlerde ise yine iki modelde aynı olup en fazla toplam yer değiştirme lateral diş apeksinde ve en az 1.molar dişin meziobukkal apeksinde ölçülmüştür.

Ballista spring modellerinin apikal değerleri incelendiğinde B120'nin 1.molar MB. Apikali hariç tamamında palatinal ve anterior grup dişlerde distale yer değiştirme ölçülmüştür. Kilroy modellerinde ise santral ve lateral dişlerin apikallerinde distale ve 1.moların MB. Palatinalde yer değiştirme görülmüştür. Diğer dişlerde bukkal yönde yer değiştirme ölçülmüştür. Vertikal yön değerlerine bakıldığında Ballista modellerinde lateral diş apekslerinde intrüziv, Kilroy modellerinde ise lateral apekslerinde ekstrüziv yer değiştirme ölçülmüştür.

B60 modelinin Z düzleminde intrüziv ve ekstrüziv yer değiştirmeleri değerlendirdiğimizde, mevcut çalışmada bu yönde en fazla 1.premolar dişin palatinal tüberkül tepesinde ekstrüziv hareket gözlenmiştir. Aynı dişin bukkal tüberkül tepesinde intrüziv hareket gözlenmiştir. B120 modelde ise 1.premolar dişin palatinal tüberkül tepesinde ekstrüziv hareket gözlenmiştir. Aynı dişin bukkal tüberkül tepesinde intrüziv hareket gözlenmiştir. Bu farklılık resiprokal kuvvet sebebiyle ortaya çıkmıştır. Çalışmanın K60 modelinde bu yönde en fazla 2.molar dişin distopalatinal tüberkül tepesinde ekstrüziv hareket gözlenmiştir. Bu sonuç dördüncü model ile de benzer çıktı resiprokal kuvvet ve ankraj sistemi ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. K120 modelde ise bu yönde en fazla 2.molar dişin distopalatinal tüberkül tepesinde ekstrüziv hareket gözlenmiştir. 1.molar dişin distal tüberkül tepelerinde ekstrüziv yönde yer değiştirmeler görülürken, mezial tüberkül tepelerinde ise intrüzyon hareketi görülmektedir. Ancak üçüncü modelde mezial tüberkül tepelerinde ise intrüzyon hareketi görülürken farklı olarak dördüncü modelde meziobukkal tüberkül tepesinde ekstrüziv hareket görülürken meziopalatinal tüberkülde intrüzyon gözlenmektedir. Bu sadece kuvvet artışı sonucu ankraj kaybını akıllara getirmektedir. Bu bulgu aynı zamanda ankrajın ballista modellere göre biraz daha zorlandığını ifade etmektedir. Bunun yanısıra kilroy spring modeli olan üçüncü ve dördüncü modellerimizde lateral

ve 1.premolar dişlerin kesici kenarlarında intrüziv etki gözlenirken, santral dişte ve 2.premolar dişin bukkal tüberkül tepesinde ekstrüziv etki oluşmuştur. 2.premolar dişin palatinal tüberkülünde ise intrüziv etki söz konusudur bu fark da resiprokal kuvvetler sebebiyle oluştuğunu düşündürmektedir.

Karakoyunlu çalışmasında ballista modelinde en çok intrüziv hareketin 1.molar dişin bukkalinde ölçmüştür, aynı dişin palatinalinde ise bu yön ekstüzyona dönüşmüştür. Elastik iplik modelinde ise en fazla ekstrüzyon santral dişin mezialinde 0,00017 mm, aynı dişin distalinde ise 0,00003 mm intrüzyon görülmüştür (224). Elastik iplik modelindeki bu devrilme hareketinin doğrudan ark üzerine kuvvet verilmesine bağlayabiliriz. Bizim modellerimizde aynı dişin kesici kenarında farklı etkiler elde etmedik.

Lena Sezici ve ark. 2020 yılında Kilroy spring ve Niti coil springler gömülü kanin sürdürme konulu sonlu elemanlar analizi çalışmasında kilroy yay modelinde lateral diş apeksinde 0,0885 mm ekstrüzyon ölçmüşlerdir (225). Mevcut çalışmanın (K60) modelinde lateral diş apeksinde 0,0002 mm ekstrüzyon, (B60) modelinde lateral diş apeksinde ise 0,000084 mm intrüzyon gözlenmiştir. Kilroy modelimizin lateral dişinde (K60) ölçülen değerler daha düşük olması gömülü dişin final tork ihtiyacının kilroy springler kullanıldığında klinik olarak daha az önemli olduğunu göstermiştir.

Karşı ark için z yönü intrüzyon hareketini, tersi yönü ise ekstrüzyon hareketini insizal kenarlardaki yer değiştirmesini ifade etmektedir. 1.premoların ve 2.premoların palatinal tüberkül tepesi ve 1.moların meziopalatinal tüberkül tepesinin intrüzyon hareketini gösterir. 4 modelde de santral dişlerin insizallerinin ekstrüzyonundan bahsedilmektedir. En fazla yer değiştirme de santral dişlerin insizal kenarlarında ölçülmüştür. Karşı taraf ark modellerinin hepsinde santral diş apikalinde toplam yer değiştirme en fazla, 1.molar dişin meziobukkal kök apeksinde ise en az toplam yer değiştirme değerleri ölçülmüştür. Karşıt diş arki için yer değiştirme değerlerini ölçtüğümüzde bu değerler beklediğimiz üzere gömülü dişle aynı taraftaki komşu dişlerde gözlenen değerlerden çok daha düşük değerlerdi. Literatürde karşı ark dişlerde hareketlerle ilgili değerlendirme sunan yalnızca bir adet çalışma vardır (224). Karakoyunlu çalışmasında ballista spring modelinde kontralateral dişlerde sagittal, horizontal ve vertikal yönlerde hareket görülmediğini ifade etmiştir. Elastik iplik

modelinde ise sagittal yönde hareket çok azdır, Z yönünde kontralateral anterior dişlerin bukkallerinde bir miktar ekstrüzyon ve posterior bölgede ise meziallerinde intrüzyon distallerinde ekstrüzyon ve horizontal yönde ise kontralateral dişlerde hareket gözlenmemiştir (224).

Gömülü kanin olmayan karşıt arktaki değerler incelendiğinde sonuçlar daha tutarlıdır. Toplam yer değiştirme değerleri ölçüm sonuçlarına göre her 4 modelde de en fazla değer santral dişin insizalinde, en az değer ise 1.molar DP. Tüberkülünde tespit edilmiştir.

Toplam yer değişimlerin tartışması: aynı Ark ve karşıt ark
İnsizal/Tüberkül+Apeks

Nagendraprasad ve ark. dizayn ettikleri çalışmada sadece komşu lateral ve 1.premolar dişlerdeki toplam yer değiştirme değerlerini ölçmüşlerdir (219). Bu yer değiştirme değerleri mevcut çalışmadaki değerlerden oldukça küçüktür. Bu farklılığın gömülü kanin dişin konumu ve kuvvet yönüyle ilgili olabileceği düşünülmektedir. Mevcut çalışmadaki birinci model toplam yer değiştirme değerleri incelendiğinde en fazla yer değiştirme 1.premolar dişin palatinal tüberkül tepesinde 0,001228 mm ve özellikle de meziopalatinalde, ikinci modelinde ise en fazla yer değiştirme 1.premolar dişin palatinal tüberkül tepesinde 0,002354 mm ve özellikle de meziopalatinalde ölçülmüştür.

B60 ve B120 modellerimizde karşıt ark dişlerde de her 3 yönde de hareketler gözlenmiştir. Birinci modelde karşıt ark dişlerde genellikle diğer taraftaki kanin dişe kadar yer değiştirmeler belirgindir. İkinci modelde kuvvet artmış olup, diğer taraftaki 1.premolar dişe kadar yer değiştirmeler görülmüştür. İkinci modelde birinci modele göre yaklaşık bir diş daha fazla diş etkilenmiştir. Karşı taraf santral dişte 0,000199 mm yer değiştirme ölçülmüştür. Karakoyunlu ballista modelinde her 3 düzlemde de kotralateral dişlerde hareket gözlenmediğini raporlamıştır (224). Bu farklılığın sonlu elemanlar modelleme tekniğinde kullanılan eleman sayıları ve düğüm sayıları ile alakalı olabileceği düşünülmektedir. Mevcut çalışmada TPA kullanılarak destek alınan posterior dişler pratik hayatta olduğu gibi gerçeğe en yakın şekilde simüle edilmeye çalışılmıştır.

Lena Sezici ve ark. çalışmasındaki kilroy spring modelinde lateral dişin toplam yer değiştirme değeri 0,19324 mm iken mevcut çalışmanın kilroy 60 (K60) modeli lateral diş insizalinde ölçülen toplam yer değiştirme değeri 0,001247 mm olarak ölçülmüştür (225). Bu farklılık model tasarımına ve sonlu elemanlar yöntemindeki tasarım farklarına bağlanabilir. Lena Sezici ve arkadaşları lateral dişlerde kilroy spring'in niti coil springlere göre daha fazla mezial yer değiştirmeye sebep olduğunu bildirmişlerdir (225).

Karşıt ark dişlerde de her 3 yönde de hareketler gözlenmiştir. Karşı taraf dişlerde genellikle diğer taraftaki 1. premolar dişe kadar yer değiştirmeler belirgindir. Üçüncü modelde karşı taraf santral dişte 0,000245 mm yer değiştirme ve dördüncü modelde 0,00048 mm ölçülmüştür. Literatürde bu konudaki çalışmada ballista modelinde her 3 düzlemde de karşıt ark dişlerde hareket gözlenmediğini raporlamıştır (224). Karşıt arkta değerler posteriora doğru düşmektedir. Elastik iplik modeli çalıştıklarında ise (224) Karşıt ark dişlerin sagital ve horizontal yönde hareket etmediklerini, vertikal yönde ise posterior dişlerde az miktarda da olsa ekstrüviz hareket meydana geldiğini göstermişlerdir. Bu farklılıklar sonlu elemanlar modelleme tekniğinde kullanılan eleman sayıları ve düğüm sayıları ile ilgili olabilir. Mevcut çalışmada TPA kullanılarak destek alınan posterior dişler pratik hayatta olduğu gibi gerçeğe en yakın şekilde simüle edilmeye çalışılmıştır. Ankraj arttırmak için ek önlemlerin alındığı çalışmalar planlanabilir ve aradaki farklar tartışılabilir. Çift TPA kullanılması, 2. molar dişlerin de ankraja dahil edilmesi ya da posteriorda tork amaçlı bükümler, özel springler veya mini vida destekli aygıtlar planlanabilir.

Dört Modelde Periodontal Dokulardaki Bulguların ve von Mises stres değerlerinin ve asal gerilmelerin tartışılması

Kortikal kemikle ilgili bulgulara baktığımızda dört modelde en yüksek maksimum asal gerilme gömülü kanin çevresindeki soket dışı kortikaldedir. Bunu aynı taraftaki santral ve 1. premolar dişler takip etmiştir. İkinci ve dördüncü modellerde daha yüksek değerler ölçülmüştür. Kuvvetin arttığı düşünüldüğünde beklenen bir sonuçtur. En az ölçülen değer ise dört model için de 2. molar çevresinde, sırasıyla 0,001303, 0,002501, 0,002951 ve 0,006137 N/mm² olarak ölçülmüştür. Karakoyunlu

ballista spring ve elastik iplik kullanarak gömülü kanin sürdürme esnasında sonlu elemanlar analizi ile değerlendirdiği çalışmasında ballista modelinde kortikaldeki maksimum gerilme değerini 1.premolar dişin meziopalatinalinde $0,083 \text{ N/mm}^2$ ve komşu santral ve lateral dişlerin palatinallerinde ise $0,042 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçmüştür. Elastik iplik modelinde ise kortikaldeki maksimum gerilme değeri 1.premolar dişin palatinalinde $0,168 \text{ N/mm}^2$ ölçülmüştür. Özellikle komşu lateral diş, gömülü dişin arkta gelmesi gereken yerdeki kret tepesi ve 1.premolar çevresinde yüksek asal gerilmeler ölçülmüştür. Gömülü diştan uzaklaştıkça orta hatta doğru değerlerin düştüğü gözlenmiştir (224). Bu çalışmadaki ballista modeli ile bizim dördüncü modelimiz olan 120 gr kuvvet uygulayarak hazırlamış olduğumuz kilroy spring modeliyle karşılaştırıldığında bir miktar yüksek olması spring dizaynlarının farklı olmasına bağlanabilir. Elastik iplik modelinde daha yüksek değer elde edilmiş olması da bize elastik iplik sisteminin çekme yönünden kaynaklandığını düşündürmüştür bununla birlikte ballista veya kilroy springlerin kuvveti aktarma şeklinin daha güvenli olduğunu düşündürmektedir. Bu değerlerin tüm modeller için bizim ölçümlerimizden yüksek olması model tasarımına ve gömülü dişin konum farklılığından kaynaklanıyor olabilir.

Mevcut çalışmanı (K60) modelindeki lateral dişin kesici kenarındaki von Mises stres değeri $0,002989 \text{ Mpa}$ iken Sezici ve ark. çalışmasında lateral diş için ölçülen değer $0,00529 \text{ Mpa}$ 'dır. Yine bu çalışmadaki premolar diş için $0,002563 \text{ Mpa}$ olarak ölçülen von Mises değeri Sezici ve ark. çalışmasındaki kilroy spring modelindeki premolar diş için $0,00641 \text{ Mpa}$ olarak ölçülmüştür (225). Mevcut çalışmada ölçülen stres değeri daha düşüktür. Sezici çalışmasındaki kilroy spring modelini 60 gr ile tasarlamış olup aynı kuvvet değerleriyle karşılaştırıldığında bu farklılığın yine tasarıma ya da gömülü kanin konumuna bağlı olduğu düşünülebilir.

İn vitro koşullarda yapılan kilroy springin de kullanıldığı sadece 1 çalışma mevcuttur. Bu çalışmada Yadav ve ark. 3 farklı yöntemle gömülü kanin dişin sürdürülmesi için in vitro ortamda model hazırlamışlardır. Kilroy spring, elastik zincir ve ligatür teli ile biyomekanik 3 boyutlu modelde kuvvet uygulayarak bulgular elde etmişlerdir. Bu araştırmada kilroy spring ile uzun süreli kuvvet elde edebildiklerini göstermişlerdir. Bu sebeple destek aldıkları dişlerde de daha az yan etki gözlenmiştir (19). Literatürdeki bilgiye göre kilroy ile ballista springlerin komşu dişlerde benzer

yan etkiler göstermesi beklenir. Mevcut çalışmada ballista spring modelleri ve kilroy modelleri arasında farklar bulunmakla birlikte Kilroy spring modelleri kendi içinde daha yakın veriler göstermiştir.

Kortikal kemikteki sıkışma gerilimleri minimum asal gerilmelerle değerlendirilmiştir. Çalışmada p min değeri birinci, ikinci ve dördüncü modellerde 1.premolar dişin çevre kortikalinde en fazla ölçülmüştür. Yalnız üçüncü modelde gömülü kanin dişin kortikalinde en fazla görülmüş ve 0,021881 N/mm² olarak ölçülmüştür. Karakoyunlu'nun çalışması ile karşılaştığımızda ballista modelinde komşu 1.premolar dişin palatinalinde 0,123 N/mm² ölçülürken, elastip iplik modelinde 0,135 N/mm² ölçüm elde edilmiştir (224). 1.molar dişte 0,088 N/mm² sıkışma gerilimi tespit edilmiştir ve gömülü diştan uzaklaştıkça sıkışma gerilmeleri sıfırlanmaktadır. Mevcut çalışmada bu değerler aynı taraf 1. molar diş için dört modelde karşılaştırıldığında; birinci ve üçüncü modeller (60 gr) için, kuvvet arttığında gerilme değerlerinin de arttığını düşündürürken, Karakoyunlu'nun çalışmasında kuvvet 80 gr iken 120 gr kuvvetli ikinci ve dördüncü modeller ile kıyaslandığında buldukları gerilme değerlerinin yüksek olması kanin dişin konumu ve modellenmedeki farklılıklardan kaynaklanabileceğini düşündürmektedir.

En fazla von mises değerleri her iki model için de 1. premolar dişte ölçülmüştür. Benzer çalışma ile mevcut çalışmayla uyumlu olarak elastik iplik modelinde en fazla 1.premolar dişin palatinalinde von mises değerini 0,163 N/mm², ballista modelinde en fazla 1. premolar dişte von mises değerlerinin yüksek olduğunu bulmuştur, ölçtükleri değer ise 0,145 N/mm² dir. Bu çalışmada 1. premolar ve çevresindeki kortikalde ölçülen değerlerin 0,081 ile 0,113 N/mm² arasında ölçüldüğü gösterilmiştir (224). Kortikalde ölçülen düşük değer bizim modellerimizdeki en yüksek değerlerle örtüşmektedir. Bu farklılık yine model tasarımlarının farklılığını işaret etmektedir. Biz de mevcut çalışmada özellikle kıyaslamalar yapabilmek adına sadece bir değişkenin değiştiği ancak modellerdeki gömülü diş konumu ve tüm maksilla tasarımı aynı olacak şekilde dört model ürettik. B60 ve B120 modelinde aynı spring tasarımı kuvvetin iki katına çıkması değerlerin iki katına yakın artışını göstermektedir. Von mises değerleri ballista 60 ve kilroy 60 modelleri olarak karşılaştırıldığında ballista 60 modelinde en yüksek değer birinci premolar dişin bukkal tüberkül tepesinde ölçülürken kilroy 60 modelinde en yüksek değer lateral dişin

insizalinde ölçülmüştür. Ve bu ölçümler literatürle uyumlu bulunmuştur (225). Literatürdeki kilroy ve niti coil karşılaştıran çalışmada (60gr) gömülü köpek dişindeki von mises stres değerlerinin mevcut çalışma gömülü diş von mises değerleriyle benzer olduğu gözlenmiştir (225).

K60 ve K120 modellerinde birinci ve ikinci modelden farklı olarak spring dizaynı sebebiyle lateral dişte daha fazla von mises gerilmesi ölçülmüştür. Ballista modellerinde en fazla değer 1.premolar dişlerde ölçülmüştü. K60 modelinde lateral dişi 2.premolar dişin palatinal tüberkül tepesi ve 1.premoların palatinal tüberkül tepesi takip etmektedir. Dördüncü modelde, üçüncü modelden farklı olarak 1.premoların palatinalinde değil bukkalinde daha fazla gerilme değeri ölçülmüştür. Bu fark kuvvetin artışı ile ilişkilendirilebilir.

K60 ve K120 modelleri için komşu lateral dişin insizal kenarında ölçtüğümüz von mises değerleri Karakoyunlu'nun bildirdiği değerlerle kıyaslandığında oldukça yüksektir. Bu durum kuvvet yüksek olduğu halde diğer faktörlerin de etkisinin yüksek olduğunu düşündürmektedir. Model tasarımı, kanin konumu ve kullanılan springlerin de farklı olması gibi faktörler sebebiyle farklı çalışma modelleriyle karşılaştırma yapmak oldukça güçtür (224).

Spongioz kemikteki değerlere bakıldığında mevcut çalışmada soket içi ve soket dışı spongioz kemikte ayrı değerler ölçtük. Ölçülen en yüksek p max gömülü kanin diş çevresindeki spongiozda ölçülmüştür. Ölçülen en yüksek p max üçüncü ve dördüncü modelde gömülü kanin dişle aynı taraftaki santral diş çevresindeki spongiozda sırasıyla 0,00195 ve 0,003965 N/mm² olarak ölçülmüştür. Karakoyunlu çalışmasında 0,037 N/mm² değerini yine bizim mevcut çalışmayla uyumlu olarak gömülü kanin dişin meziobukkal spongioz kemik bölgesinde ölçmüştür, elastik iplik modelinde ise yine spongiozda gömülü dişin palatinalinde 0,077 N/mm² ölçmüştür (224). Mevcut çalışma ile aradaki bu fark yine kuvvetle ilişkili olabileceğini düşündürmüştür.

Sıkışma gerilimi olan p min değerlerine bakıldığında en yüksek sıkışma gerilimi 1. premolar dişin çevresinde ölçülürken üçüncü ve dördüncü modelde lateral dişin spongioz soket dışında ölçülmüştür. Karakoyunlu çalışmasında ballista modelinde 1. premolar ve gömülü kanin çevresinde en yüksek p min değerini 0,039

N/mm², elastik iplik modelinde ise yine aynı bölgelerde 0,089 N/mm² ölçmüştür ve 1.premolar çevresinden uzaklaştıkça da azaldığını ifade etmiştir (224). Aradaki fark mevcut çalışmadaki kuvvetle ilişkili olabileceğini düşündürmüştür. Bununla beraber ikinci ve dördüncü modellerde kuvvet miktarı yüksek olduğu halde Karakoyunlu'nun sonuçlarına yakın değerler değildir. Alınan noktalar ve model dizaynları sebebiyle farklılıklar olduğu düşünülmektedir. Karakoyunlu çalışmasında çekme ve basma kuvvetlerinin çoğunun kortikal kemikte absorbe olduğu için spongios kemikteki toplam değerlerin daha az olduğunu gözlemlemiştir. Karakoyunlu'nun sonuçlarıyla uyumlu olarak mevcut çalışmada da spongiosdaki değerler daha düşüktür.

Periodontal ligamentlerdeki von mises ve asal gerilmeler incelendiğinde p max 1. ve 2. Model için 1. premolar dişin palatinal kök çevresindeki ligamentler bölgesinde ölçülmüştür. İki modelde de gömülü dişle aynı taraf dişler ve anterior bölge dişlerde bukkal periodontal ligamentlerde daha yüksek asal gerilmeler gözlenmektedir. K60 modelde p max lateral dişte ölçülmüş, lateralin mezial servikalinden apikale kadar olan ligamentler bölgesinde yoğun gerilme değerleri alınmıştır. K120 modelde ise p max lateral dişin mezial kök yüzeyi boyunca gözlenmiştir ve 0,0168137 N/mm² olarak ölçülmüş, gerilmeler palatinal yüzde ve apeks bölgelerinde yoğunlaşmaktadır. PDL görselleri ve ölçüm değerlerimiz de bu bilgileri doğrulamaktadır. Çalışmadaki B60 model ve B120 modeli PDL görselleri incelendiğinde ikinci modelde kuvvete bağlı olarak karşı taraf kanin ve karşı 1. premolara kadar stresler dağılırken birinci modelde karşı taraf laterale kadar yayıldığı görülmüştür. Gömülü dişle aynı taraftaki posterior dişler kıyaslandığında birinci modelde 1.moların furkasyon bölgesi ve apikal ligament bölgelerinde daha düşük stres değerleri görülürken ikinci modelde 1.moların furkasyon ve apikallerdeki yoğunluk artarken 2.moların apikal ligamentlerine yansıyan stres yoğunlukları gözlenmektedir. Karakoyunlu çalışmasında ballista modelinde aynı taraftaki premolar ve molar dişlerin p max değerlerinin 0,019 ile 0,028 N/mm² arasında değiştiğini ve koronalde apikallere göre daha yüksek değerler gözlediğini belirtmiştir. Elastik iplik modelinde ise lateral ve 1.premolar arasındaki spongiosda en yüksek gerilme değerleri elde etmişlerdir. Aynı taraf 1.premolar distalinde ve karşı taraf lateral diş bölgesinde sıfırlandığını göstermişlerdir. Elastik iplik modelinde çekme yönünden dolayı meziobukkallerde distopalatinalardan daha yüksek değerler ölçülmüştür (224). Mevcut çalışmanın birinci ve ikinci model

sonuçları incelendiğinde kuvvet arttığında destek alınan dişlerin özellikle apikal bölgelerinde stres yoğunluğu artmıştır. Bu da ankraj arttırma yöntemleri konusunda ve optimum kuvvet konusunda ne denli dikkatli olmak gerektiğini göstermektedir. İkinci modelde özellikle komşu lateral, santral ve 1.premolar dişlere birinci modelde olduğundan daha fazla stres yoğunluğu meydana gelmiştir. Bu farklılığı tamamen kuvvetin artmış olmasına bağlamaktayız. Mevcut çalışmada dördüncü modelde apikal, distal yüzeyler ve furkasyon bölgelerinde skalaya da bakıldığında kırmızı olduğu yaklaşık değerlerin 0,0003 N/mm² ve üzeri yoğunlaşmalar gösterdiği ölçülmüştür. Mevcut çalışmanın üçüncü modelinde özellikle pdl düzeyinde incelediğimizde distal kök yüzeylerinde ve distoservikallerde yoğun stres değerleri ölçülürken, dördüncü modelin pdl verileri incelendiğinde posterior dişlerin distale bakan kök yüzeylerinde daha yoğun strese bağlı yüksek değerler ölçülmektedir.

Gömülü dişle aynı taraf dişler ve anterior bölge dişlerde bukkal periodontal ligamentlerde daha yüksek asal gerilmeler gözlenmektedir. Stres değerlerinin yüksek olduğu anterior dişler özellikle komşu lateral ve 1.premolar diş rezorpsiyon ihtimallerini barındırır. Stres değerlerinin yüksek olduğu dişler akla rezorpsiyon ihtimallerini getirmiştir. Silva ve ark. 2017 yılında yayınladıkları araştırmalarında gömülü kanin dişe 60 gr sürdürme kuvveti uygulamışlardır ve komşu dişlerdeki kök rezorpsiyon miktarlarını incelemişlerdir. Bu çalışma sonucu ölçümler göstermiştir ki, lateral dişte 0,56 mm, kaninde 0,95 mm 1. premolar dişin bukkal kökünde 0,64 mm, palatinal kökünde ise 0,4 mm kısalma görülmüştür. Bu rezorpsiyonların da komşu diş köklerine gelen stresle alakalı olduğu düşünülmektedir (165). Ankraj dişlerde von mises değerlerinin yüksekliğine dikkat çeken Karakoyunlu da bu dişler için kök rezorpsiyonu riskine dikkat çekmiştir. Kuvvetler gömülü dişe bakan kısımlarda yoğunlaşmıştır bu da ark formunda bozulma riskini doğurmaktadır. Von mises gerilmeleri frontalden bakıldığında burun tabanına doğru azalmıştır (224). Bu bulgu da mevcut çalışmayla uyumludur. Özellikle komşu lateral dişin neredeyse tamamı yüksek gerilim değerleri göstermiştir. Üçüncü ve dördüncü kilroy modellerimizde lateral dişte ve 1.premolar dişte tahmin ettiğimiz üzere daha yüksek von mises değerleri daha yaygın gerilim alanları gözlenmiştir. Kuvvetin arttığı dördüncü modelde gerilim alanlarının daha yaygın olduğu gözlenmektedir. Bu da kuvvet arttıkça oluşabilecek yan etkilerin de görülme ihtimalinin artabileceğini düşündürmektedir.

B60 ve B120 modellerimizde 1.premolar dişin özellikle mezial ve apikal bölge periodontal ligament bölgelerinde daha yoğun stres değerleri görülürken, üçüncü modelimizde 1.premolardaki yoğunluk azalmakla birlikte hala var olup lateral dişte yoğunluk oldukça fazladır Lateral dişte daha fazla olması kilroy spring dizaynından kaynaklanmaktadır. Dördüncü modelde daha yüksek von mises ve maksimum asal gerilmeler ölçülmüştür.

2015 yılında Jifang ve ark. gömülü santral diş ve periodontal dokulara gelen stresi sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve farklı von mises dağılımları bulmuşlardır. Santral diş ve gömülü kanin dişlere uygulanan ekstrüviz kuvvetlerin farklı olduğu bilinmekle birlikte çalışmacılar santral diş için 30 gr kuvvetin periodontal ligamentlerde 0,0028 Mpa von mises stres değeri oluşturduğunu belirtmişlerdir (244). Mevcut çalışmada gömülü kanin dişin apikalinde üçüncü ve dördüncü modeller için ölçülen değerler oldukça farklıdır. Bu farklılığın santral diş ve kanin dişlerin anatomik yapısı ve çevresel dokularının farklı olmasına, uygulanan kuvvetin kanin dişte daha yüksek olmasına bağlı olmasından kaynaklanmaktadır diye düşünmekteyiz.

Nakandakari ve ark. 2016 yılında TMA telden yapılmış sekonder bir kantileverle segmental arkla gömülü kanin sürdürmeyi başarmış ve bu çalışmasında ana arka direk kuvvet uygulanmasıyla meydana gelen yan etkileri elimine etmeye çalışmıştır. Bu çalışmayla destek dişlerde oluşabilecek yan etkileri azaltarak daha tahmin edilebilir ve güvenli bir yöntem uyguladıklarını belirtmişlerdir (245). Karakoyunlu da elastik iplik ve ballista traksiyonlarını karşılaştırdığı çalışmasında elastik iplik modelinde komşu dişlerde daha fazla devrilme gözlemlemişlerdir (224).Mevcut çalışmada springler modifiye edilerek bazı yer değişiklikleri değerlendirilebilir. Mevcut çalışmanın kilroy spring modeli olan üçüncü ve dördüncü modellerde ilk iki modelimize göre lateral dişte stres daha yoğun görülmüştür. Ballista ve kilroy modelleri kendi içinde kuvvet iki katına çıktığında yer değiştirme değerlerinde de yaklaşık iki katına çıkmaktadır. Kilroy springler ile ballista spring modellerinde kuvvet aynı olsa dahi farklı değerler ölçülmüştür. Diğer çalışma sonuçları ile mevcut çalışma bulguları arasındaki fark tamamen apareyin dizaynı kaynaklıdır.

Yadav ve ark. 3 farklı yöntemle gömülü kanin dişin sürdürülmesi için model hazırlamışlardır. Kilroy spring, elastik zincir ve ligatür teli ile biyomekanik 3 boyutlu modelde kuvvet uygulayarak bulgular elde etmişlerdir. Kilroy spring ile uzun süreli kuvvet elde edebildiklerini göstermişlerdir. Destek aldıkları dişlerde de daha az yan etki gözlenmiştir (19). Literatürdeki bilgiye göre kilroy ile ballista springlerin komşu dişlerde benzer yan etkiler göstermesi beklenir.

Nagendraprasad'ın çalışmasında springlerden söz edilmemiştir sadece kuvvet aktarımı söz konusudur. Mevcut çalışmada kilroy spring 60gr kuvvet uygulanan modelimizde lateral dişin kök yüzeyinin neredeyse tamamında $0,00220044 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise $1,41133e-07 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmüştür. Kilroy spring 120gr kuvvet uygulanan modelimizde lateral dişin distal kök yüzeyinin servikal üçlüsünde $0,00442864 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmüştür. Minimum değer ise $3,02892e-07 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmüştür. Lateral dişin PDL sinde en yoğun stres değerleri ölçülmüştür (219). Mevcut çalışmadaki değerler bu çalışmadaki verilerden daha yüksek değerlerde ölçülmüştür, minimum değerlerimize yakın veriler elde etmişlerdir. Bunun sebebinin Nagendraprasad ve ark. periodontal ligamentlerdeki ortalama değeri ölçmüş olmaları mevcut çalışmada ise PDL maksimum ve minimum von mises değerleri ölçüldü genel skaladan da görsel üzerinden ölçümler renklendirilmiş şekilde verilmiştir. Literatürdeki tüm sonlu elemanlar modellemelerinde olduğu mevcut çalışmada da periodontal ligament kalınlığı $0,25 \text{ mm}$ olarak homojen belirlenmiştir (235).

Von Mises gerilme değerlerine baktığımızda 4 modelin hepsinde en fazla yoğunlaşmanın 1.premolar dişin bukkal kök apeksinde olduğunu görmekteyiz. En az değerler ise ballista ve kilroy springler arasında 1. molar ve 2. molarlar arasında değişkenlik göstermektedir. Karşı taraftaki arka aktif kuvvet uygulanmadığını düşünmekle birlikte stres yansımaktadır. Von Mises gerilme değerleri gerilmenin dağılımı karşı arktaki dişler için beklenen şekilde birbiriyle tutarlı sonuçlar vermiştir. En fazla stres değerlerinin yoğunlaştığı karşı taraftaki santral dişlerin apikallerinde, en az değerler ise 2.molar dişlerin MB. Kök apekslerinde ölçülmüştür.

Hazırlanan tüm modellerde kortikal kemikteki minimum ve maksimum asal gerilmelere bakıldığında her model için 2.molar dişte en az değerler gözlenmektedir.

Bu sonuç beklendiği gibidir. 2. molar dişler arkin en posteriodunda olup ankraj sistemine dahil edilmemiştir. Kortikal kemikte soket dışı noktadan alınan değerler incelendiğinde yine tüm modellerde gömülü kanin çevresinde en yüksek çekme gerilim değerleri (maksimum asal gerilmeler) ölçülmüştür. Literatürle uyumludur, kanin diş üzerinden kuvvet uygulanmaktadır.

Minimum asal gerilmelere (sıkışma asal gerilme değerleri) bakıldığında birinci (B60), ikinci (B120) ve dördüncü (K120) modellerde 1.premolar dişlerde daha yüksek değerler ölçülmüştür. Ancak üçüncü model olan K60 modelinde en yüksek p min yine gömülü kanin dişte ölçülmüştür. Üçüncü ve dördüncü model arasındaki bu fark kuvvet farklılığına bağlanmaktadır.

Spongioz kemikteki kortikal dışı maksimum asal gerilmelere baktığımızda modeller arasında maksimum değerlerin görüldüğü dişler açısından farklılık gözlenmektedir. Ballista modellerimizde en yüksek maksimum asal gerilme değerleri (en yüksek çekme gerilimleri) gömülü kanin dişlerde görülürken, kilroy modellerinde aynı taraftaki santral dişte yüksek değerler gözlenmektedir. Lateral ya da premolar dişlerde olmayıp komşu santral dişte olması anterior bölge dişlerinde yüksek çekme gerilimleri ölçüldüğünü gösterir ki bu da tek köklü dişler olan anterior dişlerde rezorpsiyon ihtimallerini düşündürmektedir. Kilroy modellerinde en yüksek değerleri yine gömülü kanin dişteki değerler takip etmektedir. En az p max ise 2.molar dişlerde ölçülmüştür. Tüm modellerde 2.molarda en az, 1.molar da takip eden şekilde çekme gerilimlerini düşük değerlerde göstermiştir.

Sıkışma gerilimleri (minimum asal gerilmeler) açısından değerlendirildiğinde ballista modellerinde komşu 1.premolar dişlerde yüksek gerilmeler gözlendi. Ancak kilroy modellerinde bu yüksek değerler lateral dişlerde ölçülmüştür. Her 4 modelde ikinci en yüksek değer gömülü dişin kortikalinde ölçülmüştür. En yüksek sıkışma gerilimlerindeki farklılık aparey dizaynından kaynaklanmaktadır. Silva ve ark. 2017 yılında yaptıkları araştırmada 60 gr'lık kuvvet ile gömülü kanin dişe sürdürme mekaniği uygulamışlar ve sonuçta gömülü dişle aynı taraftaki lateral dişte 0,56 mm kök boyunda kısalma tespit etmişlerdir (165). En az değerler ise dört modelin hepsinde maksimum asal gerilmelerde de olduğu gibi 2.molar dişlerde ölçülmüştür.

Spongios kemikte soket içi değerler incelendiğinde ballista ve kilroy modelleri arasında maksimum asal gerilmelerin en fazla görüldüğü dişler arasında yine farklılık vardır. Ballista spring modelleri olan birinci ve ikinci modellerde 1.premolar dişin palatinal kök soket içinde en yüksek değerler ölçülürken, kilroy modellerinde maksimum çekme gerilmeleri lateral dişlerde ölçülmüştür. En yüksek değeri takip eden ikinci değerler ballista modellerinde 1.premolar dişin bukkal kök soket içinde ölçülürken, kilroy modellerinde ise komşu santral dişlerde daha fazla görülmüştür. Maksimum asal gerilmenin en az görüldüğü dişler ise ballista modellerde 1.molar dişin meziobukkal soket içinde ölçülmüş olup kilroy modellerde ise 2.premolar dişin soket içinde ölçülmüştür. Bu sonuçlar ışığında çekme gerilmelerinin aparey dizaynına bağlı olduğu kuvvet artsa da değerlerin arttığı ancak hangi dişe daha fazla yük geliyorsa onun değişmediği, değişikliğin aparey dizaynı ile olduğu gözlenmiştir.

Minimum asal gerilmeler açısından değerlendirildiğinde ballista modellerinde soket içi sıkışma gerilimi en fazla laterallerde gözlenmiştir. Kilroy modellerinde ise 1.premolar dişin bukkal kök soket içinde ölçülmüştür. Kilroy modellerde 2.sırada lateral dişte yüksek sıkışma gerilmeleri ölçülmüş olup, ballista modellerinde 1.premolar dişin bukkal kök soketi içinde ölçülmüştür. En az değerler ise ballista modelleri ile kilroy modelleri arasında farklılık göstermiştir. Ballista modellerimizde 2.molar dişin palatinal kök soket içinde, kilroy modellerinde ise 2.molar dişin meziobukkal kök soketi içinde ölçülmüştür. Bu farklılık yine aparey dizaynı ile açıklanmaktadır.

8. SONUÇ

Dört farklı model birlikte incelendiğinde aynı apareyde kuvvet arttıkça değerler yaklaşık iki katına çıkmaktadır. Ancak aparey tasarımı değiştirildiğinde ballista ve kilroy springler arasında destek dişlerdeki en fazla yer değiştirmeler ve von mises stres gerilmeleri farklılık göstermektedir. Literatürle paralel bulgu olarak kilroy spring modellerinde lateral dişte ve dişlerin tüberkül tepelerinde en fazla yer değiştirme olurken ballista spring modellerinde toplam yer değiştirme değerleri en fazla 1.premolar dişin palatinal tüberkül tepesinde olmaktadır. Bu anlamda aparey dizaynı önemlidir. Kilroy spring modellerinde intrüzyon ve ekstrüzyon hareketleri hariç tüm yönlerde en fazla yer değiştiren diş yine lateraldir. Bu tasarım bize lateral dişe oldukça fazla yan etki doğurabileceğini göstermektedir. Ayrıca üçüncü ve dördüncü modellerden kuvvet arttırıldığında hem stres değerleri yaklaşık 2 katına çıkmaktadır hem de yer değiştirme değerleri milimetrik olarak artmaktadır.

Kilroy spring 120 gr kuvvet uygulanan modelde en fazla yer değiştirme lateral kök apeksinde ekstrüzyon yönünde, en az yer değiştirme santral kök apeksinde intrüzyon yönünde olmuştur. Bu değerler doğrultusunda klinik çıkarım yapılacak olursa kilroy spring uygulanacağı durumlarda daha düşük kuvvetler uygulanmalıdır.

Minimum asal gerilmeler açısından değerlendirildiğinde ballista modellerinde soket içi sıkışma gerilimi en fazla lateral dişte gözlenmiştir. Kilroy modellerinde ise 1.premolar dişin bukkal kök soketi içinde ölçülmüştür. Kilroy modellerde 2.sırada lateral dişte yüksek sıkışma gerilmeleri ölçülmüş olup, ballista modellerinde 1.premolar dişin bukkal kök soketi içinde ölçülmüştür. En az değerler ise ballista modelleri ile kilroy modelleri arasında farklılık göstermiştir.

Bu sonuçlar ışığında çekme gerilmelerinin aparey dizaynına bağlı olduğu, kuvvet arttığında gerilim değerlerinin arttığı, en çok etkilenen dişlerin ise değişmediği gözlenmiştir. Mevcut çalışmada gömülü dişin olmadığı karşı taraf dişlerde de yer değiştirme değerleri de ölçülmüştür. Bu değerler beklediğimiz üzere gömülü dişle aynı taraftaki komşu dişlerde gözlenen değerlerden çok daha düşük değerlerdir. Literatürde karşı ark dişlerde hareketlerle ilgili değerlendirme yapılan çok az çalışma vardır. Bu

konuda daha fazla çalışma yapılırsa klinik çıkarım yapmak ve aparey seçmek daha kolay olacaktır. Çalışmanın neticesinde kuvvet değerlerinin ve aparey dizaynının önemini net ölçümlerle gözlemledik. Simülasyonunu yaptığımız pozisyonda bulunan gömülü kanin sürdürme vakalarında lateral dişlerin kökleri kısaysa kilroy springler tercih edilmemelidir. Kilroy spring uygulanacağı durumlarda daha düşük kuvvetler uygulanmalıdır. Tek taraflı gömülü diş sürdürüldüğünde karşıt arkta meydana gelen değişimlerin değerlendirmesini içeren daha fazla çalışma yapılırsa klinik çıkarım yapmak ve aparey seçmek daha kolay olacaktır. Tüm bulgular değerlendirildiğinde bazı yan etkilerin azaltılabilmesi ve ankrajı kuvvetlendirmek adına ikinci bir transpalatal arkın yerleştirilmesi düşünülmelidir. Bunun için en uygun ankraj bölgesi ikinci molar dişlerdir.

Konu ile ilgili daha detaylı çalışmalar yapılması tarafımızca önerilebilir. Farklı aparey dizaynları, farklı kuvvet aralıkları ve kanin dişin farklı pozisyonları için çalışmalar yapılması literatüre katkı sağlayacaktır. 2.Molar dişlere bakıldığında her model için asal gerilmeler açısından düşük değerler gözlenmesi ankraj sistemine dahil olmamasından kaynaklanabilir. Bazı yan etkileri azaltmak ve ankrajı güçlendirebilmek açısından 2. TPA nın da 2.molar dişler arasına yerleştirilebilmesi düşünülmelidir.

9. KAYNAKLAR

1. Bishara SE. Impacted maxillary canines: a review. *Am J. Orthod Dentofacial Orthop.*,101(2):159-171,1992.
2. Ericson S, Kurol J. Radiographic assessment of maxillary canine eruption in children with clinical signs of eruption disturbance. *Eur J Orthod*, 8 (3):133-140, 1986.
3. Dachi SF, Howell FV. A survey of 3, 874 routinefull-monthradiographs. II. A study of impacted teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 14:1165-9, 1961.
4. Thilander B, Myrberg N. The prevalance of malocclusion in Swedish schoolchildren. *Scand J Dent Res*. 81(1):12-21, 1973.
5. Yazıcı S, Kökden A, Tank A. Gömülü dişler üzerinde retrospektif bir çalışma. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg*. 5(2):46-51, 2002.
6. Çelikoğlu, M, Kamak H, Oktay, H. Investigation of transmigrated and impacted maxillary and mandibular canine teeth in an orthodontic patient population. *J. Oral Maxillofac. Surg*. 68(5):1001-6, 2010.
7. Peck S, Peck L, Kataja M. The palatally displaced canine as a dental anomaly of genetic origin . *Angle Orthod*. 64(4):249-56, 1994.
8. Broadbent BH, Ontogenic development of occlusion. *The Angle Orthodontist*. 11(4): 223-41. 1941.
9. McBride LJ. Traction a surgical/orthodontic procedure. *Am J. Orthod*. 76(3): 287-99, 1979.
10. Ericson S, Kurol, J. Early treatment of palatally erupting maxillary canines by extraction of the primary canines. *Eur J Orthod*. 10(4):283-95,1988.
11. Lappin MM. Practical management of the impacted maxillary cuspid. *Am. J. Orthod*. 37(10):769-78, 1951.
12. Brin I, Solomon Y, Zilberman Y. Trauma as a possible etiologic factor in maxillary canine impaction. *Am J. Orthod. Dentofacial Orthop*. 104(2):132-7, 1993.
13. Becker A. The orthodontic treatment of impacted teeth. CRC Press. 40-83, January 15, 1998.1st Edition.
14. Becker A, Smith P, Behar R. The incidence of anomalous maxillary lateral incisors in relation to palatally- displaced cuspids. *Angle Orthod*. 51(1):24-9, 1981.

15. Jacoby H. The etiology of maxillary canine impactions. *Am J. Orthod.* 84(2):125-32, 1983.
16. Brin I, Becker A, Shalhav M. Position of the maxillary permanent canine in relation to anomalous or missing lateral incisors: a population study. *Eur J. Orthod.* 8(1):12-6, 1986.
17. Woloshyn H, Artun J, Kennedy DB, Joondeph DR. Pulpal and periodontal reactions to orthodontic alignment of palatally impacted canines. *Angle Orthod.* 64(4):257-64, 1994.
18. Han G, Sfengfu H, Von den Hoff JW, Kuijpers-Jagtman AM. Root resorption after orthodontic intrusion and extrusion: an intraindividual study. *Angle Orthod.* 75(6):912-8, 2005.
19. Yadav S, Chen J, Upadhyay M, Jiang F, Roberts WE. Comparison of the force systems of 3 appliances on palatally impacted canines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 139(2):206-13, 2011.
20. Kocsis A, Seres L. Orthodontic screws to extrude impacted maxillary canines. *Journal of Orofac. Orthop.* 73(1):19-27, 2012.
21. Zablocki HL, McNamara JA, Franchi L, Baccetti T. Effect of the transpalatal arch during extraction treatment. *Am J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 133(6):852-60, 2008.
22. Jacoby H. The "ballista spring" system for impacted teeth. *Am J. Orthod.* February. 75(2),1979.
23. Bowman S, Carano A. The Kilroy spring for impacted teeth. *Journal of Clinical Orthodontics.* 37(12): 683-8, 2003.
24. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 24(3): 175-80, 2014.
25. Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 129(4):1-32, May 2006.
26. Proffit WR, Fields HW. *Contemporary Orthodontics.* Missouri : Mosby. 272-274,277,307,383. 3th Edition,2000.
27. Van de Velde JP, Kuitert RB, van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Histologic reactions in gingival and alveolar tissues during tooth movement in rabbits. *Eur J. Orthod.* November, 10(4):296-308, 1988.
28. Newman MG, Takei H, Klokkevold PR, Fea C. *Carranza's Clinical Periodontology.* London : Newyork Saunders Elsevier, 2002.
29. Graber TM, Vanarsdall RL, Vig K. *Orthodontics Current Principles and Techniques.* Philadelphia : Mosby Elsevier, 152-215, 2005.

30. Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am. J Orthodontics*. 88(3):252-60, September 1985.
31. Schwarz AM. Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*. 18(4):331-52, April 1932.
32. Thilander B, Rygh P, Kaare R. Tissue reactions in Orthodontics In:Orthodontics. St.Louis : Mosby, 2000.
33. Burstone CJ. Application of Bioengineering to Clinical Orthodontics. Graber TM. ve RL. Vanarsdall. Current Principles and Techniques. St.Louis : 2000.
34. Nikolai RJ. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *Am J Orthodontics*. 68(3):290-302, 1975.
35. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am. J Orthodontics*. 43(1):32-45, 1957.
36. Rygh P. Ultrastructural changes in pressure zones of human periodontium to orthodontic tooth movement. *Acta Odontol Scand*. 31(2): 109-22, 1973.
37. Brudvik P, Rygh P. Multi-nucleated cells remove the main hyalinized tissue and start resorption of adjacent root surfaces. *Eur J. Orthod*. 16(4): 265-73, 1994.
38. Andreasen GF, Zwanziger D. A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. *Am J Orthod*. 78(1):25-40, 1980.
39. Lwasaki LR, Beatty MW, Randall CJ, Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 123(4):408-15, 2003.
40. Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tracy RJ. Optimal force, differential force, and anchorage. *Am J Orthod*. 55(5):437-57, 1969.
41. Hixon EH, Aasen TO, Clark RA, Klosterman R, Miller SS, Odom WM. On force and tooth movement. *Am J Orthod*. 57(5):476-8, 1970.
42. Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials : Scientific and Clinical Aspects. 310 pp Book. Thieme, Stuttgart,2001.
43. Arıcı S. A laminate base for orthodontic ceramic brackets. PhD Thesis. University of Sheffield,1996.
44. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 2: entering the modern era. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 127(4):510-5, 2005.
45. Rinchuse DJ, Kapur-Wadhwa R. Orthodontic appliance design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 131(1):76-82, 2007.

46. Arreghini A, Lombardo L, Mollica F, Siciliani G. Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. *Progress in Orthodontics*,15(1):53, 2014.
47. Dettlerline DA, Isıkbay SC, Brizendine EJ, Kula KS. Clinical Outcomes of 0.018-Inch and 0.022-Inch Bracket Slot Using the ABO Objective Grading System. *Angle Orthod.*80(3):528-32, May 2010.
48. Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. The influence of bracket base design on the strength of the bracket-cement interface. *J Orthod.* 27(3):249-54, September 2000.
49. Wang WN, Li CH, Chou TH, Wang DDH, Lin LH, Lin CT. Bond strength of various bracket base designs. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 125(1):65-70. 2004.
50. Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. İzmir : Ege Üniversitesi Basımevi, 1999.
51. Proffit WR, Fields HW. *Contemporary Orthodontics*. St.Louis : Mosby, s. 238-50, 1986.
52. Kusy RP, Greenberg AR. Effects of composition and cross section on the elastic properties of orthodontic wires. *Angle Orthod.* 51(4):325-41, 1981.
53. Nanda RS, Tosun Y. Biomechanics in Orthodontics: Principles and Practice. In Chapter 2 Application of Orthodontic Force. Quintessence Pub,1 Edition, 2010.
54. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wires. *Am J Orthod.* 73(2):142-51, 1978.
55. Viazis AD. Clinical applications of superelastic nickel titanium wires. *Journal of Clinical Orthodontics.* 25(6):370-4, 1991.
56. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: A new orthodontic alloy. *Am. J Orthod.* 77(2):121-32, 1980.
57. Türkoğlu K. Seviyeleme ark tellerinin deneysel ve klinik olarak karşılaştırmalı incelenmesi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi. Ocak 1997.
58. Becker A. Orthodontic treatment of impacted teeth. pp.456. Wiley, 3rd Edition. February 2012.
59. Suri L., Gagari E, Vastardis H. Delayed tooth eruption pathogenesis, diagnosis, and treatment. A literature review. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 126(4):432-45, 2004.
60. Bishara SE. Clinical management of impacted maxillary canines. *Semin Orthod.* 4(2):87-98, Jun 1998.

61. Ülgen M. Anomaliler, Sefalometri, Etioloji ,Büyüme ve gelişme ,Tanı. pp. 415 Yeditepe Üniversitesi Yayınları, İstanbul, 2000.
62. Oliver R, Moxham B. The development of dental occlusion. *Current Pediatrics*. 10(4): 229-314. December, 2000.
63. Meral G, Saysel M, Ökten S. Gömülü Yirmi Yaş Dişlerin Cerrahi çekimi : Hasta Profili ve Preoperatif Parametreler. *Hacettepe Diş Hek. Fak. Dergisi*. 29(4):56-61, 2005.
64. Dalkılıç A. Evaluation of periodontal status of ectopic canines after orthodontic treatment. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, İstanbul 2008.
65. Coulter J, Richardson A. Normal eruption of the maxillary canine quantified in three dimensions. *Eur J. Orthod*. 19(2):171-83, 1997.
66. Becker A. Etiology of maxillary canine impactions. *Am J. Orthod*. 86(5):437-38, 1984.
67. Stellzing A, Basdra EK, Komposch G. The etiology of canine tooth impaction a space analysis. *Fortschr Kieferorthop*. 55(3):97-103, 1994.
68. Pirinen S, Arte S, Apajalahti S. Palatal displacement of canine is genetic and related to congenital absence of teeth. *J. Dent Res*.75(10):1742-6, 1996.
69. Zilberman Y, Cohen B, Becker A. Familial trends in palatal canines , anomalous lateral incisors , and related phenomena. *Eur J. Orthod*. 12(2):135-9, 1990.
70. Mercuri E, Casetta M, Cavallini C, Leonardi R, Barbato E. Dental anomalies and clinical features in patients with maxillary canine impaction. *Angle Orthod*.83(1):22-8, 2013.
71. Peck S, Peck L, Kataja M. Concomitant occurrence of canine malposition and tooth agenesis : evidence of orofacial genetic fields. *Am J. Orthod. Dentofacial Orthop*.122(6):657-60, 2002.
72. Anjana Devi MS, Padmanabhan S. Role of polymorphisms of MSXI and PAX9 genes in palatal impaction of maxillary canines. *Journal of Orthod*. 46(1):14-9, 2019.
73. Yavuz MS, Aras MH, Büyükkurt MC, Tozoglu S. Impacted mandibular canines. *J. Contemp Dent Pract*. 8(7):78-85, 2007.
74. Cooke J, Wang HL. Canine impactions: incidence and management. *Int. J. Periodontics Restorative Dent*. 26(5):483-91, 2006.
75. Johnston WD. Treatment of palatally impacted canine teeth. *Am J. Orthod*. 56(6):589-96, 1969.

76. Zhong YI, Zeng XL, Jia QL. Clinical investigation of impacted maxillary canine. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 41(8):483-5, 2006.
77. Kim Y, Hyun HK, Jang KT. The position of maxillary canine impactions and the influenced factors to adjacent root resorption in the Korean population. *Eur J Orthod*. 34(3):302-6, 2012.
78. Bedoya MM, Park JH. A review of the diagnosis and management of impacted maxillary canines. *J. Am Dent Assoc*.140(12):1485-93, 2009.
79. Ngan P, Hornbrook R, Weaver B. Early timely management of ectopically erupting maxillary canines. *Semin Orthod*. 11(3):152-63, 2005.
80. Moss JP. The unerupted canine. *Dent Pract. Dent Rec*. 22(6):241-8, 1972.
81. Schindel RH, Duffy SL. Maxillary transverse discrepancies and potentially impacted maxillary canines in mixed-dentition patients. *Angle Orthod*. 77(3):430-5, 2007.
82. Williams BH. Diagnosis and prevention of maxillary cuspid impaction. *Angle Orthod*. 51(1):30-40, 1981.
83. Becker A. *The orthodontic treatment of impacted teeth*. pp. 352. CRC Press. 2nd Edition: Informa Healthcare. London, 2007.
84. Clark CA. A method of ascertaining the relative position of unerupted teeth by means of film radiographs. *Proc R Soc Med*. 3(Odontol Sect), 87-90, 1910.
85. Wang J, Li J, Cheng CM, Wang YT, Huang YF, Yu WJ et al. Comparison of methods for localization of impacted maxillary canines by panoramic radiographs. *Dentomaxillofac Radiol*. 42(8):1-15, 2013.
86. Jung YH, Liang H, Benson BW, Flint DJ, Cho BH. The assessment of impacted maxillary canine position with panoramic radiography and cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 41(5):356-60, 2012.
87. Wolf JE, Mattila K. Localization of impacted maxillary canines by panoramic tomography. *Dentomaxillofac Radiol*. 8(2):85-91, 1979.
88. Sudhakar S, Patil K, Mahima VG. Localization of impacted permanent maxillary canine using single panoramic radiograph. *Indian J. Dent Res*. 20(3):340-5, 2009.
89. Chaushu S, Chaushu G, Becker A. The use of panoramic radiographs to localize displaced maxillary canines. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*.88(4):511-6, 1999.
90. Katsnelson A, Flick WG, Susarla S, Tartakovsky JV, Miloro M. Use of panoramic x-ray to determine position of impacted maxillary canines. *J Oral Maxillofac Surg*. 68(5): 96-1000, 2010.

91. Chaushu S, Chaushu G, Becker A. Reliability of a method for the localization of displaced maxillary canines using a single panoramic radiograph. *Clin Orthod Res.* 2(4):194-9, 1999.
92. Alqerban A, Willems G, Bernaerts C, Vangastel J, Politis C, Jacobs R. Orthodontic treatment planning for impacted maxillary canines using conventional records versus 3D CBCT. *Eur J Orthod.* 36(6):698-707, 2014.
93. Ericson S, Kurol J. Incisor resorption caused by maxillary cuspids. A radiographic study. *Angle Orthod.* 57(4):332-46, 1987.
94. Ericson S, Kurol J. CT diagnosis of ectopically erupting maxillary canines a case report. *Eur J Orthod.* 10(2):115-21, 1988.
95. Peene P, Lamoral Y, Plas H, Wilms G, De Bethune V, Opdebeeck H et al. Resorption of the lateral maxillary incisor: assessment by CT. *J Comput Assist Tomogr.* 14(3):427-9, 1990.
96. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work ? *Dent Clin North Am.* 52(4):707-30, 2008.
97. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography) 1. Description of system. *Br J Radiol.* 46(552):1016-22, 1973.
98. Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthod.* 32(4):282-93, 2005.
99. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 8(9):1558-64, 1998.
100. Robb RA. The dynamic spatial reconstructor : An X-Ray Video-Fluoroscopic CT Scanner for dynamic volume imaging of moving organs. *IEEE Trans Med Imaging.* 1(1):22-33, 1982.
101. Cho PS, Johnson RH, Griffin TW. Cone beam CT for radiotherapy applications. *Phys Med Biol.* 40(11):1863-83, 1995.
102. Chen B, Ning R. Cone-beam volume Ct breast imaging : feasibility study. *Med Phys.* 29(5):755-70, 2002.
103. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, Van Steenberghe D. State of the art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig.* 10(1):1-7, 2006.
104. Schmuth GP, Freisfeld M, Köster O, Schüller H. The application of computerized tomography (CT) in cases of impacted maxillary canines. *Eur J Orthod.* 14(4):296-301, 1992.

105. Palomo JM, Kau CH, Palomo LB, Hans MG. Three dimensional cone beam computerized tomography in dentistry. *Dent Today*. 25(11):132-5, 2006.
106. Hechler SL. Cone-beam CT: applications in orthodontics. *Dent Clin Nort Am*. 52(4):809-23, 2008.
107. Maverna R, Gracco A. Different diagnostic tools for the localization of impacted maxillary canines: clinical considerations. *Prog Orthod*. 8(1):28-44, 2007.
108. Farman AG, William C. Scarfe. The basics of maxillofacial cone beam computed tomography. *Seminars in Orthodontics*. 15(1):2-13, 2009.
109. Silva Garcia MA, Wolf U, Heinicke F, Gründler K, Visser H, Hirsch E. Effective dosages for recording Veraviewepocs dental panoramic images: analog film, digital, and panoramic scout for CBCT. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod*. 106(4):571-7, Jul 2008.
110. Shafer WG, Hine M, Levy BM. Textbook of oral pathology. 4th Edition, West Washington Square, WB Saunders Company, Philadelphia. January 1,1983.
111. Miloğlu O, Göregen M, Akgül HM, Harorli A. Generalized Familial Crown Resorptions in Unerupted Teeth. *Eur J Dent*. 2(5):206-9, 2011.
112. Ericson S, Kurol J. Incisor root resorptions due to ectopic maxillary canines imaged by computerized tomography: a comparative study in extracted teeth. *Angle Orthod*. 70(4):276-83, 2000.
113. Rimes RJ, Mitchell C, Willmot D. Maxillary incisor root resorption in relation to the ectopic canine: a review of 26 patients. *Eur J Orthod*. 19(1):79-84, 1997.
114. McConnell T, Hoffman D, Forbes D, Jansen E, Weintraub N. Maxillary canine impaction in patients with transverse maxillary deficiency. *ASDC J Dent Child*. 63(3):190-5, 1996.
115. Leonardi M, Armi P, Franchi L, Baccetti T. Two interceptive approaches to palatally displaced canines: a prospective longitudinal study. *Angle Orthod*. 74(5):581-6, 2004.
116. Bacetti T, Leonardi M, Armi P. A randomized clinical study of two interceptive approaches to palatally displaced canines. *Eur J Orthod*. 30(4):381-5, 2008.
117. Bacetti T, Mucedero M, Leonardi M, Cozza P. Interceptive treatment of palatal impaction of canines with rapid maxillary expansion: a randomized clinical trial. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop*. 136(5):657-61, 2009.
118. Sagne S, Lennartsson B, Thilander B. Transalveolar transplantation of maxillary canines an alternative to orthodontic treatment in adult patients. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop*. 90(2):149-57, 1986.

119. Flaitz CM, Hicks J. Delayed tooth eruption association with an ameloblastic fibro-odontoma. *Pediatr Dent.* 23(3):253-4, 2001.
120. Jarvinen S. Unerupted second primary molars: report of two cases. *ASDC J Dent Child.* 61(5-6):397-400, 1993.
121. Andreasen JO, Peterson J, Laskin DM. Textbook and color atlas of tooth impactions- Diagnosis, Treatment and Prevention. Mosby Year Book, St.Lois, 1997.
122. Kurol J. Early treatment of tooth-eruption disturbances. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 121(6):588-91, 2002.
123. Andreasen JO, Andreasen FM. Textbook and color atlas of traumatic injuries to the teeth In Root fracture. p.750. Copenhagen, Denmark: Munksgaard,1994.
124. Neville BW, Damm DD, Allen CM, Bouquot JE. Bone Pathology. Pp. 985 Elsevier, Saunders, 3rd Edition, 2002.
125. Avery DR, McDonald EM. Pediatric dentistry for the child and adolescent. 7th Edition, Mosby Year Book, St. Louis, 2004.
126. Houston WJB. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod.* 83(5): 382-390, May 1983
127. Di Biase D. Mucous membrane and delayed eruption. *Dent Pract Dent Rec,* 21(7):241-50, 1971.
128. Kokich VG, Mathews DA. Impacted teeth: surgical and orthodontic considerations. In: McNamara JA, Brudon WL, Kokich VG. Ann Arbor, Mich. : Needham Press. 395-422 *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 2001.
129. Chew MT, Ong MM-A. Orthodontic-surgical management of an impacted dilacerated maxillary central incisor: a clinical case report. *Pediatr Dent.* 26(4):341-4, 2004.
130. Vermette ME, Kokich VG, Kennedy DB. Uncovering labially impacted teeth: apically positioned flap and closed-eruption techniques. *Angle Orthod.* 65(1):23-32, 1995.
131. Vanarsdall RL, Corn H. Soft tissue management of labially positioned unerupted teeth. *Am J Orthod.* 72(1):53-64, 1977.
132. Boyd R. Clinical assessment of injuries in orthodontic movement of impacted teeth: II. Surgical recommendations. *Am J Orthod.* 86(5):407-18, 1984.
133. Kokich VG. Preorthodontic uncovering and autonomous eruption of palatally impacted maxillary canines. Elsevier, Seminars in Orthodontics, 2010.

134. Becker A, Shpack N, Shteyer A. Attachment bonding to impacted teeth at the time of surgical exposure. *Eur J Orthod.* 18(5):457-63, 1996.
135. Kohavi D, Becker A, Zilberman Y. Surgical exposure, orthodontic tooth movement, and final tooth position as factors in periodontal breakdown of treated palatally impacted canines. *Am J Orthod.* 85(1):72-7, 1984.
136. Yordanova M, Yordanova S, Vladimirov B. Surgical uncovering and stimulation of physiological eruption of palatally impacted maxillary canines; case reports. *Journal of IMAB- Annual Proceeding (Scientific Papers) Book 2, vol 17, 2011.*
137. Manne R, Gandikota CS, Juvvadi SR, Rama HRM, Anche S. Impacted canines: Etiology, diagnosis and orthodontic management. *J Pharm Bioallied Sci.* Aug 4(Suppl 2): S234-8, 2012.
138. Pavlidis D, Daratsianos N, Jager A. Treatment of an impacted dilacerated maxillary cenral incisor. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 139(3):378-87, 2011.
139. Cruz RM. Orthodontic traction of impacted canines: Concepts and clinical application. *Dental Press J Orthod.* 24(1):74-87, 2019
140. Faber J, Berto PM, Quaresma M. Rapid prototyping as a tool for diagnosis and treatment planning for maxillary canine impaction. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 129(4):583-9, 2006.
141. Suda N, Hiyama S, Kuroda T. Relationship between formation/eruption of maxillary teeth and skeletal pattern of maxilla. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 121(1):46-52, 2002.
142. Becker A, Zilberman Y. A combined fixed-removable approach to the treatment of impacted maxillary canines. *Journal of Clinical Orthodontics.* 3(9):162-9, 1975.
143. Özer M, Bayram M. Gömülü Kaninlerin Ortodontik Tedavisi. *Türk Ortodonti Dergisi.* 18(2):163-73, 2005.
144. Li LC, Wong RW, King NM. Orthodontic traction of impacted canine using magnet: case report. *Cases Journal* 1(1):382, 2008.
145. Kamak G, Kamak H. Multidisipliner yaklaşımla tedavi edilmiş çok sayıda gömülü diş. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 20(3):206-10, 2014.
146. Kornhauser S, Abed Y, Harari D, Becker A. The resolution of palatally impacted canin using palatal-occlusal force from a buccal auxiliary. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 110(5): 528-34, 1996.
147. Kalra V. The K-9 spring for alignment of impacted canines. *J Clin. Orthod.* 34(10):606-10, 2000.

148. Schubert M. The alignment of impacted and ectopic teeth using the Easy-Way-Coil(EWC) System. *J Orofac. Orthod.* 69(3):213-26, 2008.
149. Dağsuyu İM, Kahraman F, Okşayan R. Three-dimensional evaluation of angular, linear, and resorption features of maxillary impacted canines on cone-beam computed tomography. *Oral Radiol*, 34(1):66–72, 2018.
150. Zachrisson S, Zachrisson BU. Gingival condition associated with orthodontic treatment. *Angle Orthod.* 42(1):26-34, 1972.
151. Wisth PJ, Norderval K, Boe OE. Periodontal status of orthodontically treated impacted maxillary canines. 46(1):69-76, 1976.
152. Wisth PJ, Norderval K, Booe OE. Comparison of two surgical methods in combined surgical-orthodontic correction of impacted maxillary canines. *Acta Odontol. Scand.* 34(1):53-57, 1975, Published Online 2009.
153. Hansson C, Rindler A. Periodontal conditions following surgical and orthodontic treatment of palatally impacted maxillary canines. A follow up study. *Angle Orthod.* 68(2):167-72, 1998.
154. Zasciurinskiene E, Bjerklin K, Smailiene D, Sidlauskas A, Puisys A. Initial vertical and horizontal position of palatally impacted maxillary canine and effect on periodontal status following surgical orthodontic treatment. *Angle Orthod*, 78(2):275-80, 2008.
155. Becker A, Kohavi D, Zilberman Y. Periodontal status following the alignment of palatally impacted canine teeth. *Am J Orthod.* 84(4):332-6, 1983.
156. Boyd RL. Clinical assessment of injuries in orthodontic movement of impacted teeth. I. Methods of attachment. *Am J Orthod*, 82(6):478-86, 1982.
157. Kohavi D, Zilberman Y, Becker A. Periodontal status following the alignment of buccally ectopic maxillary canine teeth. *Am J Orthod.* 85(1):78-82, 1984.
158. Burden DJ, Mullally BH, Robinson SN. Palatally ectopic canines: closed eruption versus open eruption. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 115(6):640-4, 1999.
159. Parkin N, Benson PE, Thind B, Shah A. Open versus closed surgical exposure of canine teeth that are displaced in the roof of the mouth. *Cochrane Database Syst. Rev.* Oct 8(4):CD006966, 2008.
160. Kokich VG. Surgical and orthodontic management of impacted maxillary canines. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 126(3):278-83, 2004.
161. Ferguson JW, Parvizi F. Eruption of palatal canines following surgical exposure: a review of outcomes in a series of consecutively treated cases. *Br J Orthod.* 24(3): 203-7, 1997.

162. Lindauer SJ, Issacson RJ. One couple orthodontic appliance systems. *Semin Orthod.* 1(1):12-24, 1995.
163. Evren DA, Nevzatoğlu Ő, Arun T, Acar A. Periodontal status of ectopic canines after orthodontic treatment. *Angle Orthod.* 84(1):18-23, 2014.
164. Campbell CM, DiBiase A, Fleming PS. Concomitant dilaceration, transposition, and intraosseous migration: report of a patient treated with maxillary canine-central incisor substitution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 146(4):514-21, 2014.
165. Silva AC, Capistrano A, Almeida-Pedrin RRD, Cardoso MDA, Conti AC, Capelozza FL. Root length and alveolar bone level of impacted canines and adjacent teeth after orthodontic traction: a long-term evaluation. *Journal of Appl. Oral Sci.* 25(1):75-81,2017.
166. Moaveni S. *Finite element analysis: Theory and Application with ANSYS.* 4th Edition Edition. Pearson. 2003.
167. Holzapfel GA, Ogden RW. *Mechanics of Biological Tissue.* Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2006.
168. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry.* Lllinois: Quintessence Pub. 1987.
169. Gngr MA, Dndar M, Artun C. Diş Hekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 26:107-16, 2005.
170. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod.* 77(4):396-409, 1980.
171. EskitaŐıođlu G, Yurdukoru B. Diş Hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Ankara: A Diş Hek Fak Dergisi,* (22):201-5,1995.
172. Kydd WL, Daly CH. The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. *J Prosthet Dent.* 47(3):317-29, 1982.
173. Zak B. Photoelashtische analyse in der orthodontischen mechanik. *A Stomatol.* (33):22-37, 1935.
174. tert HS. Resin bağlantılı metal döküm inley tipi posterior köprü apalarının ağız içi fonksiyonel kuvvetlere direncinin araŐtırılması. *Doktora Tezi.* Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri. 1993.
175. Hancı M, Bozdağ E, Arpacı A. *Biyomekanik.* İT Makine Fakültesi. Pp.328. 2000.
176. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *Journal of Dental Research,* 34(6):831-8, 1955.

177. Hughes TJR. The Finite Element Method. New Jersey, Prentice-Hall. 1987.
178. 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.* 33(9):690-7, 2006.
179. Çifter M. Üst çene posterior dişlerin mikroimplant destekli intrüzyonunda meydana gelen değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul 2007.
180. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*, 36(7):463-71, 2008.
181. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 7(5):277-303, 2004.
182. Huijskes R, Chao E. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech.* 16(6):385-409, 1983.
183. Adıgüzel Ö. Sonlu Elemanlar Analizi: derleme bölüm 1:Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dental Journal of Dicle.* 11(1): 18-23, 2010.
184. Ulusoy Ç., Darendeliler N. Çenelik uygulamasının mandibula üzerinde oluşturduğu gerilmenin üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hek. Fak. Dergisi.* 25(2):25-32,2008.
185. Ulusoy Ç, Darendeliler M. Effects of class II activator and clas II activator high pull headgear combination on the mandible: a 3 dimesional finite element stress analysis study. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 133(4):490.e9-15, 2008.
186. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Shimazaki T, Namura S. An experimental study on mandibular expansion: increases in arch width and perimeter. *Eur J Orthod.* 24(2):125-30, 2002.
187. Karakaya İB. Maksillada kullanılan farklı geometrilerdeki mikroimplantların sonlu elemanlar analiz yöntemi ile üç boyutlu incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara. Doktora Tezi.* 2011.
188. Aykaç V, Ulusoy Ç, Türköz Ç. Effects of a newly designed orthodontic miniplate platform for elevating the miniplate over the gingiva: A 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 148(1):110-122, 2015.
189. Verna C, Dalstra M, Lee TC, Cattaneo PM, Melsen B. Microcracks in the alveolar bone following orthodontic tooth movement: a morphological and morphometric study. *Eur J Orthod.* 26(5):459-67, 2004.

190. Chang YI, Shin SJ, Beek SH. Three dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop edgewise archwire. *Eur J Orthod.* 26(3):339-45, 2004.
191. Beek SH, Shin SJ, Ahn SJ, Chang YI. Initial effect of multiloop edgewise archwire on the mandibular dentition in class III malocclusion subjects. A three dimensional finite element study. *Eur J Orthod.* 30(1):10-15, 2008.
192. Motoyoshi M, Shimazaki T, Sugai T, Namura S. Biomechanical influences of head posture on occlusion: an experimental study using finite element analysis. *Eur J Orthod.* 24(4):319-26, 2002.
193. Thomas RL, Rijkde WG, Evans CA. Tensile and shear stresses in the orthodontic attachment adhesive layer with 3D finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 116(5):530-2, 1999.
194. Geng JP, Keson BCT, Liv GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet. Dent.* 85(6):585-98, 2001.
195. Şahin MK. Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2008.
196. Asaro RJ, Lubarda VA. *Mechanics of solids and materials.* Cambridge University Press. pp.880. 2006.
197. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection.* Vol 10. Quintessence, Chicago, 2002.
198. Franklin FE. Stress Analysis. In: Kutz M, *Mechanical Engineers' Handbook.* 191-245, 1998.
199. Veli İ. Üst kanin distalizasyonunda oluşan değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Diyarbakır. Doktora Tezi, 2012.
200. Gümüş HÖ. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları gerilmelerin üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi ile karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara. Doktora Tezi, 2007.
201. Çalış AC. Maksiller posterior bölgede ileri derecede kemik atrofisi görülen durumlarda farklı tasarımlarda implant kullanımının üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara. Doktora Tezi, 2006.
202. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 123(4):367-73, 2003.

203. Keskin C. Farklı yöntemlerle kanin distalizasyonu biomekaniğinin üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 1996.
204. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech.* 26(2):111-9, 1993.
205. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Qasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *J Biomech.* 35(10):1411-5, 2002.
206. Choi JP, Baek SH, Choi JY. Evaluation of stress distribution in resorbable screw fixation system: three dimensional finite element analysis of mandibular setback surgery with bilateral sagittal split ramus osteotomy. *J Craniofac Surg.* 21(4):1104-9, 2010.
207. Uçkan S, Veziroğlu F, Soydan SS, Uçkan E. Comparison of stability of resorbable and titanium fixation systems by finite element analysis after maxillary advancement surgery. *J Craniofac Surg.* 20(3):775-9, 2009.
208. Eraslan O. Farklı okluzyon tiplerinin temporomandibular eklem üzerinde oluşturdukları fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Konya. Doktora Tezi, 2004.
209. Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum : a finite element model. *J Craniofac Surg.* 7(2):98-107, 2004.
210. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med. Eng. Phys.* 22(5):359-70, 2000.
211. Lang La, Wang RF, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent.* 86(6):650-4, 2001.
212. Owen JT. A simple guide to finite elements. Swansea, Pineridge Press Ltd. 136, 1980.
213. Sağasen LE. İçi boş silindir (hallow cylinder) implant destekli overdenturelarda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 2000.
214. Ertürk T. Anterior dişlerin mikroimplant desteği ile intrüze edilerek retrakte edilmesi esnasında meydana gelen değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 2008.
215. Cheung YK, Yeo MF. Practical introduction to finite element analysis. Pitman Publishing Ltd. 180, 1979.

216. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in implant research. *Comput. Methods Biomech Biomed. Engin.* 9(4):257-70, 2006.
217. Zeno KG, El-Mohtar SJ, Mustapha S, Ghafari JG. Finite element analysis of stresses on adjacent teeth during the traction of palatally impacted canine. *Angle Orthod.* 89(3):418-25, 2019.
218. Zeno KG, Mustapha S, Ayoub G, Ghafari JG. Effect of force direction and tooth angulation during traction of palatally impacted canines: A finite element analysis. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop.* 157(3):377-84, 2020.
219. Nagendraprasad K, Mathew S, Shivamurthy P, Sabrish S. Displacement and periodontal stress analysis on palatally impacted canine- A finite element analysis. *Indian J Dent Res*, 30(5):788-93, 2019.
220. Thilander B, Jakobsson S. Local factors in impaction of maxillary canines. *Acta Odontologica Scandinavica*, 26(2):145-68, 1968.
221. Inspection V. A review of impacted permanent maxillary cuspids-diagnosis and prevention. *J Can Dent Assoc*, 66(9):497-501, 2000.
222. Stewart JA, Heo G, Williamson PC, Lam EW, Major PW. Factors that relate to treatment duration for patients with palatally impacted maxillary canines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119(3):216-25, 2001.
223. Becker A, Chaushu S. Success rate and duration of orthodontic treatment for adult patients with palatally impacted maxillary canines. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(5):509-14, 2003.
224. Karakoyunlu AF. Maksiller gömülü kanin dişlerin ballista spring ve elastik iplik yöntemleriyle sürdürülmesinin sonlu elemanlar metoduyla karşılaştırılması. *Uzmanlık Tezi. Gaziantep: Gaziantep Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.* 2018.
225. Sezici L, Gediz M, Akış AA, Sarı G, Duran GS, Dindaroğlu F. Displacement and stress distribution of Kilroy spring and nickel-titanium closed-coil spring during traction of palatally impacted canine: a 3- dimensional finite element analysis. *Orthod Craniofac. Res*, 23(4):471-8, 2020.
226. Kohavi D, Zilberman Y, Becker A. Periodontal status following the alignment of buccally ectopic maxillary canine teeth. *Am J Orthod*, 85(1):78-82, 1984.
227. Crescini A, Clauser C, Giorgetti R, Cortellini P, Prato GP. Tunnel traction of infraosseous impacted maxillary canines. A three-year periodontal follow-up. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 105(1):61-72, 1994.
228. Ramanathan C, Hofman Z. Root resorption in relation to orthodontic tooth movement. *Acta Medica-Hradec Kralove*, 49(2):91-5, 2006.

229. Heaney TG, Atherton JD. Periodontal problems associated with the surgical exposure of unerupted teeth. *British Journal of Orthodontics.*, 3(2):79-85, 1976.
230. Datana S, Londhe SM, Kumar P, Mathur V. Orthodontic guidance of an impacted maxillary canine: A review. *Journal of Oral Health Community Dentistry.* 8(2):101-3, 2014.
231. Kusy RP, Dilley GJ, Whitley QJ. Mechanical properties of stainless steel orthodontic archwires. *Clin Mater*, 3, 41-59, 1988.
232. Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022*0.028 edgewise bracket in vitro. *Journal of biomechanics*, 3(2):151-60, 1970.
233. Rock W, Wilson H. The effect of bracket type and ligation method upon forces exerted by orthodontic archwires. *British journal of orthodontics*, 16(3):213-7, 1989.
234. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.*,92(6):499-505, 1987.
235. Uysal C. Üst çene posterior dişlerin zigoma ankrajı ile blok intrüzyonunda farklı kortikotomi uygulamalarının sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2016.
236. Miyakawa O, Shiokawa N, Matsuura T, Hanada K. A new method for finite element simulation of orthodontic appliance teeth periodontium alveolus system. *Journal of biomechanics.* 18(4):277-84, 1985.
237. Shu-Mei J, Yuan W, Xu-Sheng R, Li-Na Z, Jun Z. The establishment of three dimensional finite element model of a maxillary impacted canine and its support tissue. *Shanghai Journal of Stomatology*, 19(1):95-9, 2010.
238. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Skeletal response to maxillary protraction with and without maxillary expansion: finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 135(6):723-8, 2009.
239. Bişirici G. Anterior dişlerin kütleli retraksiyonunun sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirilmesi, Doktora Tezi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2008.
240. 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*, 135(3):316-322, 2009.
241. Collings EW, Welsch G. *Materials properties handbook: Titanium alloys.* ASM International, 1995.

242. McGuinness NJ, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *Eur J Orthod*, 13(3):231-242, 1991.
243. Tresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *Journal of biomechanics*, 6(5):443-9, 1973.
244. Jifang H, Han Z, Xiaodong Q. Finite element analysis of periodontal tissue stress distribution of labial inverted impacted maxillary central incisor. *West China Journal of Stomatology*, 33(1):67-70, 2015.
245. Nakandakari C, Gonçalves JR, Cassano DS, Raveli TB, Bianchi J, Raveli DB. Orthodontic traction of impacted canine using cantilever. *Hindawi Publishing Corporation, Case reports in dentistry*,1-6, 2016.

10. EKLER

11. ETİK KURUL ONAYI



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

E-İmzalıdır

Sayı : 10840098-604.01.01-E.8437
Konu : Etik Kurulu Kararı

27/02/2019

Sayın Nevin KAPTAN AKAR

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "Palatinalde gömülü kaninlerin Ballista ve Kilroy springlerin farklı kuvvetleriyle sürdürülmesinde oluşan stres dağılımının sonlu elemanlar analizi metoduyla incelenmesi Reviewing of the stress distribution resulting from eruption of palatally impacted canines with different forces of Ballista and Kilroy springs using finite element analysis method" isimli başvurunuz incelenmiş olup etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Ek:
-Karar Formu (2 sayfa)

Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK tarafından 27.02.2019 tarihinde e-imzalanmıştır. Evrağınızı <https://ebys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden A8439EC1X3 kodu ile doğrulayabilirsiniz.

İstanbul Medipol Üniversitesi
Kavacık Mah. Ekinciler Cad. No.19 Kavacık Kavşağı - Beykoz
34810 İstanbul

Tel: 444 85 44
İnternet: www.medipol.edu.tr
Ayrıntılı Bilgi İçin : bilgi@medipol.edu.tr

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSİZ OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Palatinalde gömülü kaninlerin Ballista ve Kilroy springlerin farklı kuvvetleriyle sürdürülmesinde oluşan stres dağılımının sonlu elemanlar analizi metoduyla incelenmesi Reviewing of the stress distribution resulting from eruption of palatally impacted canines with different forces of Ballista and Kilroy springs using finite element analysis method.			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVAN/ADI/SOYADI	Nevin KAPTAN AKAR			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortodonti			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI		
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
Karar Bilgileri	Karar No: 181		Tarih: 22/02/2019	
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gereke, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.			

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile İlişki			Katılım *	İmza
			E	K	E	H	E		
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. İknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Devrim TARAKCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Hikmet ÜÇİŞİK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Keziban OLCAY	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* :Toplantıda Bulunma